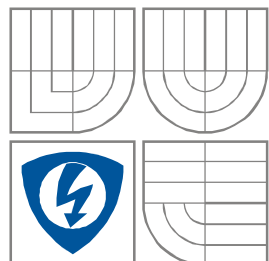




**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ**  
**ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

# **GENERÁTOR EKG SIGNÁLU PRO TESTOVACÍ ÚČELY**

ECG GENERATOR FOR EQUIPMENT TESTING

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**  
MASTER'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**  
AUTHOR

Bc. Petr Čech

**VEDOUCÍ PRÁCE**  
SUPERVISOR

doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

BRNO, 2008

# LICENČNÍ SMLOUVA

## POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

### 1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Petr Čech  
Bytem: Krumlovská 1124, Prachatice, 383 01  
Narozen/a (datum a místo): 8. března 1983 v Děčíně

(dále jen „autor“)

a

### 2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií  
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00  
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:  
prof. Ing. Jiří Jan, CSc, předseda rady oboru Biomedicínské a ekologické inženýrství  
(dále jen „nabyvatel“)

### Čl. 1

#### Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- ☐ disertační práce
- ☒ diplomová práce
- ☐ bakalářská práce
- ☐ jiná práce, jejíž druh je specifikován jako .....  
(dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Generátor EKG signálu pro testovací účely

Vedoucí/ školitel VŠKP: doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství

Datum obhajoby VŠKP: \_\_\_\_\_

VŠKP odevzdal autor nabyvateli\*:

- ☒ v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- ☒ v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.
3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.
4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

---

\* hodící se zaškrtněte

## Článek 2

### Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
  - ☒ ihned po uzavření této smlouvy
  - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
  - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
  - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
  - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy  
(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

## Článek 3

### Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 30. května 2008

.....  
Nabyvatel

.....  
Autor

# Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Generátor EKG signálu pro testovací účely jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 30. května 2008

.....  
podpis autora

# Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Milanu Chmelařovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 30. května 2008

.....  
podpis autora

# ABSTRAKT

Tato Diplomová práce se zabývá problematikou testování EKG monitorů a EKG přístrojů. V práci jsou rozebrány vznik a vlastnosti EKG signálu. Presentace EKG signálu se provádí pomocí standardizovaných svodů. Proto je zde rovněž uveden způsob, jakým se jednotlivé svody vytvářejí. Samostatná kapitola je věnovaná možnostem generování EKG signálu. Dále jsou zde stanoveny požadavky na generátor EKG signálu. Ty vycházejí především z možností testovaných přístrojů a z povahy generovaného signálu. Práce rovněž obsahuje obvodový návrh jednotlivých bloků systému. Návrh byl proveden s ohledem na požadavek mobility zařízení a možnosti připojit standardní 12-svodový kabel EKG přístroje. Nedílnou součástí je návrh řídicího programu generátoru.

# ABSTRACT

This diploma thesis is focused on testing ECG monitors and ECG instruments. There are discussed origin and characteristics of ECG signal. The ECG signal is presented by standard leads. This is the reason, why the way of making leads is mentioned. One chapter is aimed at generating ECG signal. There are set requirements for the ECG generator. These requirements results from ECG instrument possibilities and from ECG signal character. Next part of this diploma thesis includes hardware design of each part of the system. The system was designed with respect to mobility and 12-leads systems compatibility. Finally the thesis includes design of the controll software.

# KLÍČOVÁ SLOVA

EKG, generátor, testování, modelování, svod, mikrokontrolér, EEPROM

# KEYWORDS

ECG, generator, testing, modeling, lead, microcontroller, EEPROM

## Bibliografická citace:

ČECH, P. *Generátor EKG signálu pro testovací účely*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 66 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

# OBSAH

<b>OBSAH</b> .....	<b>1</b>
<b>1. ÚVOD</b> .....	<b>2</b>
<b>2. EKG</b> .....	<b>3</b>
2.1. ELEKTRICKÉ JEVY V SRDCI .....	3
2.2. SVODOVÝ SYSTÉM .....	4
2.2.1. Standardní končetinové svody – bipolární .....	5
2.2.2. Golbergovy unipolární svody (tzv. zesílené unipolární svody).....	5
2.2.3. Unipolární hrudní svody .....	6
2.3. TVAR EKG .....	6
<b>3. PORUCHY SRDEČNÍ ČINNOSTI</b> .....	<b>9</b>
3.1. PŘEVODNÍ SYSTÉM A JEHO POSTIŽENÍ .....	9
3.2. SRDEČNÍ RYTMUS .....	10
3.3. ABNORMALITY VLN P, KOMPLEXU QRS A VLN T .....	12
<b>4. GENEROVÁNÍ EKG SIGNÁLU</b> .....	<b>13</b>
4.1. MATEMATICKÉ MODELOVÁNÍ EKG SIGNÁLU .....	13
4.2. GENEROVÁNÍ EKG SIGNÁLU Z BANKY SIGNÁLŮ .....	19
<b>5. GENERÁTOR EKG SIGNÁLU</b> .....	<b>21</b>
5.1. POŽADAVKY NA GENERÁTOR EKG SIGNÁLU .....	21
5.1.1. Produkované signály .....	21
5.1.2. Kalibrace .....	23
5.1.3. Šířka pásma .....	23
5.1.4. Vstupní impedance elektrokardiografu .....	24
5.2. BLOKOVÉ SCHÉMA GENERÁTORU EKG SIGNÁLU .....	24
5.3. NÁVRH JEDNOTLIVÝCH BLOKŮ SYSTÉMU .....	25
5.3.1. Banka signálů .....	25
5.3.2. D/A převodník s demultiplexem .....	28
5.3.3. Ovládání a zobrazení .....	31
5.3.4. MCU .....	34
5.3.5. Napájecí obvod .....	37
5.4. ÚPRAVA SIGNÁLŮ PRO BANKU SIGNÁLŮ .....	40
5.5. ŘÍDÍCÍ PROGRAM .....	43
5.5.1. Načítání dat z banky signálů - DataFromMem(Sign).....	43
5.5.2. D/A převod - DataToDA() .....	45
5.5.3. Zobrazení - Display(Sign) .....	45
5.5.4. Obsluha Ovládání - KBI_OnInterrupt() .....	46
5.5.5. Generátor časové základny - Timer1 .....	47
5.5.6. Popis ovládání generátoru EKG signálů .....	48
5.5.7. Popis vývojového nástroje CodeWarrior .....	49
5.6. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST .....	50
<b>6. ZÁVĚR</b> .....	<b>51</b>
<b>LITERATURA</b> .....	<b>52</b>
<b>SEZNAM ZKRATEK, SYMBOLŮ</b> .....	<b>53</b>
<b>SEZNAM OBRÁZKŮ</b> .....	<b>55</b>
<b>SEZNAM TABULEK</b> .....	<b>56</b>

# 1. ÚVOD

Diplomová práce se zabývá problematikou testování EKG monitorů a EKG přístrojů. Tématicky je rozdělena do čtyř hlavních kapitol.

První kapitola nazvaná EKG obsahuje popis vzniku elektrické aktivity srdeční, možností snímání těchto elektrických signálů a jejich standardizovanou prezentaci v podobě svodů. Rovněž je zde popsán tvar a charakteristické rysy EKG signálu.

Činnost srdce může být ovlivněna řadou nemocí či postižení. Ty se v určité míře projeví ve snímaném signálu. Následná analýza EKG slouží k diagnóze a k odhalení možných příčin nesprávné funkce srdce. EKG přístroje s funkcí hodnocení snímaného signálu dokáží do jisté míry rozpoznat a následně klasifikovat činnost srdce podle určitých kritérií. Abnormalitami EKG se zabývá kapitola Poruchy srdeční činnosti.

Kapitola Generování EKG signálu je zaměřena na možnosti vytváření EKG signálů. Jsou zde popsány dvě metody, jimiž lze generovat EKG signál. První metodou je matematické modelování založené na snaze popsat charakteristické části EKG signálu matematickými funkcemi. Pomocí parametrů těchto funkcí lze následně do jisté míry rekonstruovat EKG signál. Druhou možností generování EKG signálu je použití banky signálů. Tato banka obsahuje řadu EKG signálů pořízených záznamem skutečných EKG signálů. Generátor EKG signálu využívající banky se v podstatě chová jako přehrávač záznamu.

Kapitola nazvaná Generátor EKG signálu je zaměřena na samotný návrh generátoru využívajícího banku signálů. Jsou zde stanoveny požadavky na generátor z hlediska testovaných EKG přístrojů. Následně je pomocí blokového schématu naznačen princip činnosti celého systému. Systém periodicky načítá vzorky signálů z banky signálů a pomocí D/A převodníků generuje signály pro příslušné výstupní kanály (svorky). Vzhledem k požadavku testování 12-svodového EKG přístroje je generováno osm signálů; počet generovaných signálů vychází z principu vytváření jednotlivých svodů. Návrh jednotlivých bloků vychází rovněž z požadavku na mobilitu navrhovaného zařízení. Vzhledem k digitální povaze vstupních dat (signály uložené v bance signálů) je systém řízen mikrokontrolérem. Správná činnost celého systému je zajištěna řídicím programem, který pomocí mikrokontroléru obsluhuje jednotlivé periferie.

V závěrečné části práce jsou popsány výsledky dosažené experimentálním ověřováním funkce systému. Zároveň jsou zde nastíněny předpoklady úspěšné aplikace.

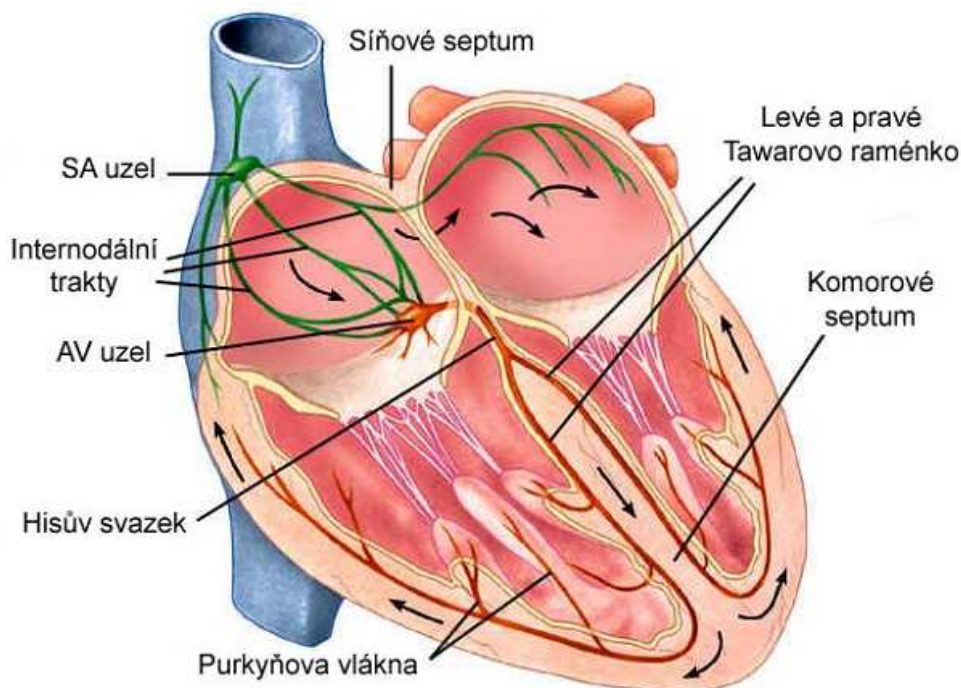


## 2. EKG

### 2.1. ELEKTRICKÉ JEVY V SRDCI

Činnost srdce je doprovázena vznikem elektrického signálu, jehož grafický záznam se nazývá elektrokardiogram (EKG). Kontrakce každého svalu je spojena s elektrickými změnami nazývanými "depolarizace". Tyto změny lze zaznamenat elektrodami přiloženými na povrch těla.

Klíčem srdeční svalové aktivity jsou buňky schopné přenášet elektrické signály. Rytmus srdeční aktivity udává svazek specializovaných buněk umístěných ve stěně horní části pravé síně. Tyto buňky tvoří tzv. sinoatriální (SA) uzel, jsou schopny elektrické vzruchy nejen přenášet, ale také je generovat - mají tedy schopnost excitace čili vzrušivosti.



**Obr. 2.1 - Převodní systém srdeční**

Za normálních okolností, tedy u zdravého srdce, je šíření elektrických vzruchů následující (Obr. 2.1). Na začátku každého stahu projdou signály z SA uzlu stěnami srdečních síní a stimulují tak kontrakci jejich svaloviny. Poté projdou svalovou přepážkou oddělující od sebe obě poloviny srdce. V blízkosti spojení všech čtyř srdečních dutin se setkávají v další skupině specializovaných buněk, v tzv. atrioventrikulárním (AV) čili síňo-komorovém uzlu. AV uzel postup elektrických vzruchů poněkud zbrzdí. Sám získává signály z SA uzlu, prostřednictvím převodních cest v síňových stěnách, rychlostí asi 60 cm/s. V uzlu samotném se rychlost přechodu zpomalí na pouhých 5 cm/s [1]. Poté AV uzel

vysílá signály dále pomocí systému ještě mnohem specializovanějších vláken nazývaných Hisův svazek. Postup signálu se opět zrychlí, jakmile se Hisův svazek rozdělí na dvě větve, z nichž každá se rozprostře do množství výběžků nazývaných Purkyňova vlákna. To jsou vlastně distribuční nervy srdce, které tvoří uvnitř stěn komor sít' šířící již k čekajícím vláknům srdečního svalu elektrické impulsy rychlostí téměř 180 cm/s [1]. Zmíněné pozdržení převodu vzruchů v AV uzlu je nezbytné ke koordinovanému stahu nejprve síní a teprve s malým zpožděním i komor. Srdeční tep je tedy podněcován depolarizací v SA uzlu, k níž dochází automaticky na základě vlastní schopnosti excitace. Depolarizační vlny, které jsou vlastně elektrickými signály, rychle postupují buněčnými membránami převodních cest v srdci. Jakmile dosáhnou zakončení Purkyňových vláken, přeskakují na vlákna svalová a uvádějí do pohybu molekulární segmenty aktinu a myosinu. Segmenty se po sobě začínají posouvat a tak zkracovat i svalové vlákno. Dochází tak ke kontrakci svalové buňky.

Rytmus srdečních kontrakcí ustavuje SA uzel jemu vlastní frekvenci asi 70 tepů za minutu. Avšak pokyny modifikující rychlost srdečních kontrakcí přicházejí nervy autonomního nervového systému z kardioregulačního centra v mozkovém kmeni. Centrum řízení srdeční činnosti je umístěno v prodloužené míše a to spolu s dalšími životními centry. V kapitole 3 uvidíme, že elektrická aktivace srdce může vzniknout také v jiné oblasti než v SA uzlu. Slovo "rytmus" se používá ve vztahu k části srdce, která řídí aktivační sekvenci. Normální srdeční rytmus, vycházející z SA uzlu, se nazývá "sinusový rytmus".

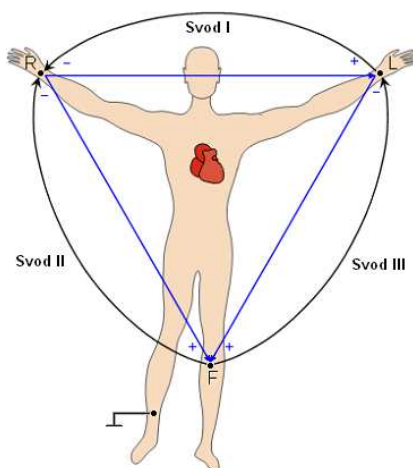
## 2.2. SVODOVÝ SYSTÉM

Elektrický signál ze srdce je snímán z povrchu těla elektrodami, které jsou propojeny kabely s EKG přístrojem (elektrokardiografem). Počet použitých elektrod pro snímání EKG závisí na tom, jak detailně chceme pozorovat srdeční činnost. Elektrody jsou rozmístěny následovně. Čtyři elektrody jsou připevněny ke končetinám (každá elektroda k jedné končetině) a pravá dolní končetina je uzemněna. Šest elektrod je pomocí podtlaku fixováno k přední straně hrudníku. Umístění elektrod na povrchu těla vyšetřované osoby je normalizováno. Elektrokardiograf vytváří jednotlivé "svody" snímáním rozdílu napětí mezi příslušnými dvěma elektrodami. Každý svod poskytuje jiný pohled na srdeční elektrickou aktivitu, a tedy dává jiný EKG obraz. V současné době se používá 12-svodové EKG, které sestává z:

- 3 bipolárních končetinových svodů - I, II, III
- 3 unipolárních zesílených svodů - aVR, aVL, aVF
- 6 unipolárních hrudních svodů - V1- V6

### 2.2.1. Standardní končetinové svody – bipolární

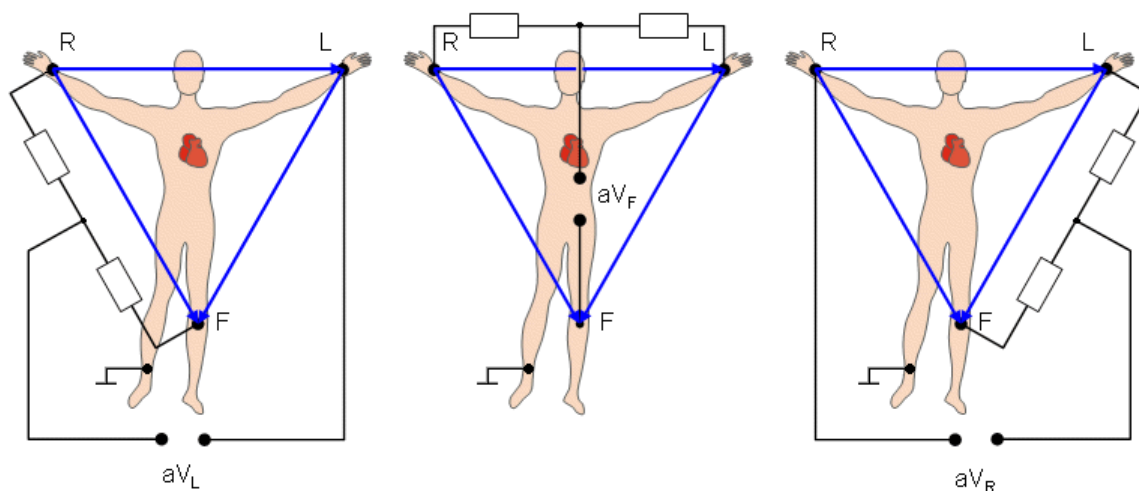
Zjišťují rozdíly potenciálu mezi dvěma elektrodami. Aby nedošlo k přehození svodů a chybnému záznamu EKG, je nutné znát dobře barvy jednotlivých elektrod: R - pravá ruka (červená), L - levá ruka (žlutá), F - levá noha (zelená), uzemnění - pravá noha (černá). Jednotlivá svodová místa se přivedou na vstup diferenčního zesilovače. Svody I, II snímají el. potenciály z levého laterálního povrchu srdce, svod III ze spodní stěny srdeční.



Obr. 2.2 - Bipolární svody

### 2.2.2. Golbergovy unipolární svody (tzv. zesílené unipolární svody)

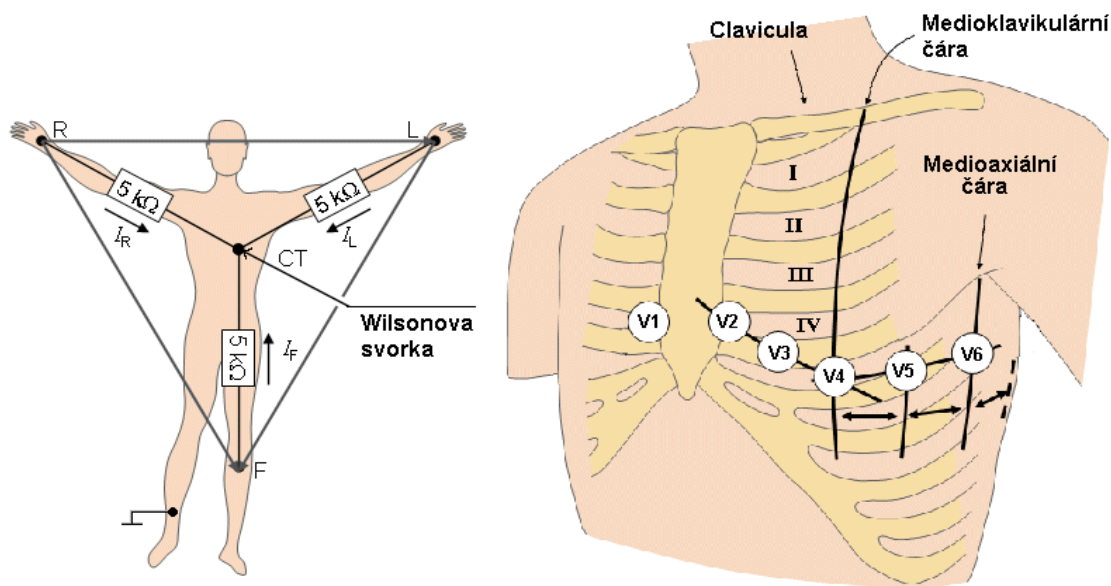
Zjišťují potenciály z jednoho místa (diferentní elektroda) proti druhému místu (indiferentní elektroda). Diferentní elektroda je tvořena jednou ze tří končetin (R - pravá paže, L - levá paže a F - pravá dolní končetina), indiferentní elektroda je tvořena spojením zbylých dvou končetin. Tímto způsobem lze získat tři svody: aVL - snímá elektrické potenciály z levého laterálního povrchu srdce, aVF - snímá elektrické potenciály ze spodní stěny srdeční a svod aVR z pravé síně.



Obr. 2.3 - Golbergovy unipolární svody

### 2.2.3. Unipolární hrudní svody

Měření napětí na různých místech hrudníku vůči Wilsonově svorce. Wilsonova svorka je realizována spojením všech tří končetinových svodů, které tak vytvoří centrální svorku. Ta odpovídá elektrickému středu srdce a má nulové napětí. Tímto zapojením se získá bohužel jen 58% hodnoty napětí ve srovnání s bipolárním zapojením [2]. Na Obr. 2.4 je naznačeno rozmístění 6 základních hrudních svodů (V1 - V6) a realizace Wilsonovy svorky. Šest svodů "V" hledí na srdce v horizontální rovině zepředu a z levé strany. Svody V1 a V2 sledují aktivitu pravé komory, svody V3 a V4 aktivitu mezikomorového septa a přední stěny levé komory a svody V5 a V6 se dívají na přední a laterální stěnu levé komory.

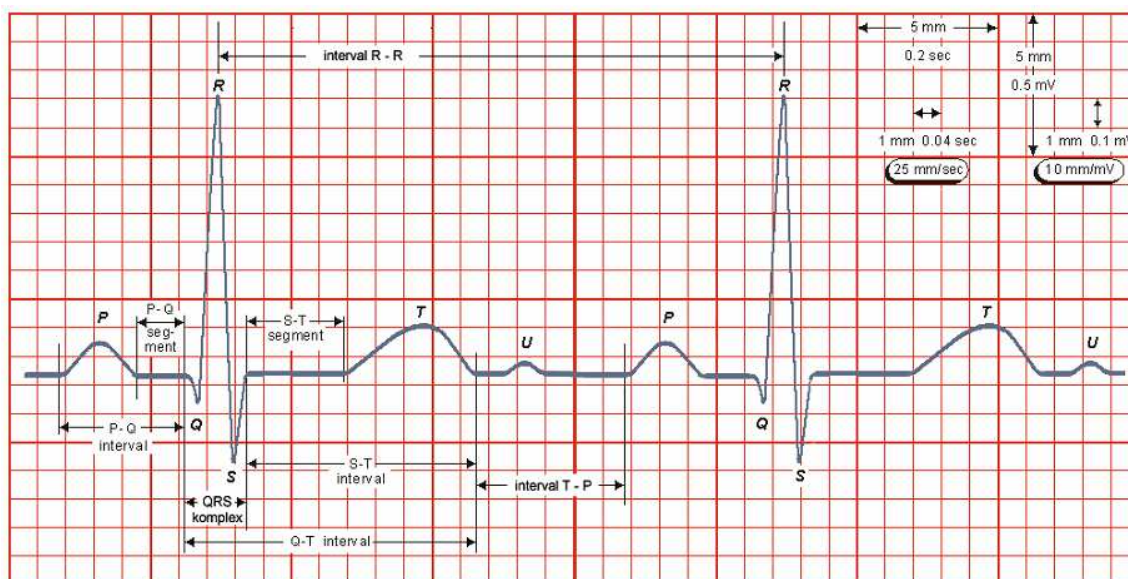


Obr. 2.4 - Unipolární hrudní svody

## 2.3. TVAR EKG

Tvar EKG signálu je závislý na použitém svodu. Aby mělo sejmuté EKG správnou vypovídající hodnotu, je důležité před samotným měřením provést kalibraci přístroje. Standardní signál o velikosti 1 mV by měl být přítomen na každé zapsané křivce. Zároveň je nutné, aby byl u všech sejmutých průběhů uveden svod. Je to z toho důvodu, že každý svod poskytuje jiný pohled na srdeční elektrickou aktivitu a tedy dává jiný EKG obraz.

Na Obr. 2.5 [3] jsou rozměřeny a definovány jednotlivé vlny a úseky jednoho srdečního cyklu EKG signálu získaného ze svodu V2. Je zde patrná dominantní část signálu, tzv. QRS komplex. Časový interval R-R mezi dvěma po sobě jdoucími komplexy (jejich maxima) je doba jednoho srdečního cyklu. Jednoduchým přepočtem ( $60/t_{R-R}$ ) dostaneme tepovou frekvenci v počtech tepů za minutu. Aby bylo možno definovat požadavky na přístroj pro generování EKG signálu, je nutno znát vlastnosti signálu.



**Obr. 2.5 - EKG svod V2, rozměření signálu**

### **P – vlna (positivní výchylka)**

Vzniká při činnosti sinoatriálního uzlíku a je projevem elektrické depolarizace síní. Normální P-vlna má rozličný tvar od plochého do ostřejší špičky s amplitudou od 0 do 0,3 mV, s dobou trvání do 100 ms.

### **P-R interval**

Interval P-R začíná od počátku depolarizace síní a končí s počátkem depolarizace komor. Normální doba trvání tohoto intervalu je od 120 – 200 ms. Většinu tohoto času tvoří zpoždění v AV uzlu. Na délce tohoto intervalu se projevuje věk a tepová frekvence. U lidí starších 65 let může být tento interval fyziologický do 200 ms. Síňová tachykardie může tento interval zkrátit na 110 ms. Je obrazem síňového vedení.

### **Q – vlna**

Je to první negativní výchylka komplexu QRS. Normální vlna Q má amplitudu v rozsahu 0 až 25% vlny R. Normální doba trvání je menší než 30 ms. Není to standardní výchylka.

### **R – vlna**

Je to pozitivní výchylka následující po vlně Q bez ohledu na to, zda jí předchází kmit Q. Amplituda je závislá na místě snímání, může dosahovat až několik mV, může i chybět. Normální doba trvání do 100 ms.

### **S – vlna**

Je to druhá negativní výchylka pod izoelektrickou linií následující po vlně R znovu bez ohledu na přítomnost nebo nepřítomnost předcházejícího kmitu Q. Chybí-li vlna R, označujeme tuto výchylku jako QS. Normální vlna S má amplitudu od 0 do 0,8 mV a dobu trvání od 50 ms, není standardní výskyt, závisí na lokalizaci diferenční elektrody.

### **QRS komplex**

Je to v podstatě trojúhelníkový kmit doprovázející depolarizaci komor. Doba normálního komplexu QRS je od 60 do 100 ms.

### **S-T segment**

Ohraničuje interval od konce QRS komplexu po začátek vlny T. Normální pokles nebo vzrůst oproti izoelektrické linii je do 0,1 mV.

### **Q-T interval**

Reprezentuje elektrickou systolu. Je měřen od začátku QRS komplexu po konec vlny T. Tento interval se mění s věkem a pohlavím pacienta, tepovou frekvencí, metabolismem minerálů, je ovlivňován léky. Průměrné hodnoty kolísají od 340 do 420 ms.

### **T – vlna**

Reprezentuje repolarizaci komorové svaloviny. Napětový rozsah je do 0,8 mV, doba trvání normální vlny T je od 100 do 250 ms. Je konkordantní (souhlasně výkyvná) s QRS komplexem, tedy většinou jde o pozitivní výchylku. Je velmi citlivým indikátorem srdeční svaloviny.

### **U – vlna**

Je malá pozitivní výchylka, která je někdy zaznamenána po vlně T. Její výskyt a tvar je závislý na tonusu vegetativního nervstva, minerálního metabolismu a celé řady dalších faktorů.



# 3. PORUCHY SRDEČNÍ ČINNOSTI

## 3.1. PŘEVODNÍ SYSTÉM A JEHO POSTIŽENÍ

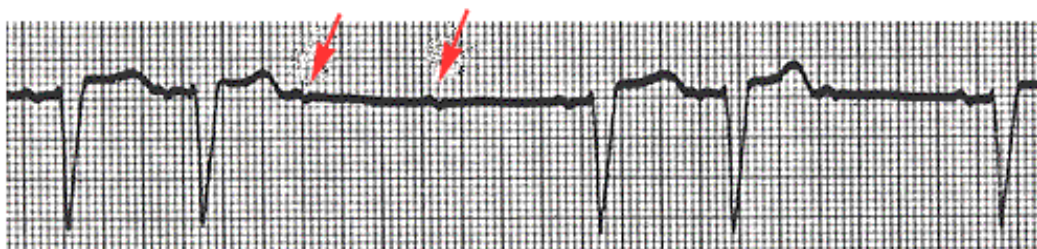
Jak již bylo řečeno, elektrická aktivace normálně začíná v SA uzlu a vlna depolarizace se šíří síňovou svalovinou směrem k AV uzlu a poté dále přes Hisův svazek a jeho větvení až do komory. Převod této vlny může být zpomalen, či zablokován v kterékoliv části převodního systému. Srdeční rytmus se nejlépe interpretuje ze svodu, který nejlépe ukazuje vlnu P [1]. Následující záznamy EKG jsou ze svodů II, nebo V1.

**AV blokáda prvního stupně** - Pokud je každá vlna depolarizace počínající v SA uzlu převedena na srdeční komory, ale někde v průběhu převodního systému existuje zpoždění, dochází k prodloužení intervalu PR.



**Obr. 3.1 - AV blokáda prvního stupně (svod V<sub>2</sub>)**

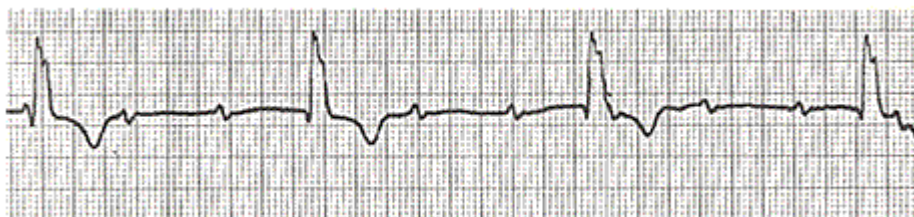
**AV blokáda druhého stupně** - Nastává pokud dojde k úplnému výpadku převodu přes AV uzel nebo Hisův svazek. Existují tři varianty tohoto stavu: Mobitzova blokáda typu II (většina stahů převedena s konstantním intervalem PR, ale občas se vyskytne síňová kontrakce bez následné kontrakce komor), Wenckebachův typ AV blokády druhého stupně (prodloužení intervalu PR bez převodu síňové kontrakce) a převod 2:1 nebo 3:1 (dvojnásobek či trojnásobek P vln než komplexů QRS).



**Obr. 3.2 - AV blokáda druhého stupně - Mobitzova typu II (svod V<sub>1</sub>)**

(šipky naznačují výskyt P-vlny bez navazujícího QRS komplexu)

**AV blokáda třetího stupně** - kompletní blokáda při které jsou síňové kontrakce normální, ale nepřevádějí se na komory. V tomto případě dochází k aktivaci komor "uniklým mechanismem" z depolarizačního ložiska ve svalovině komor.



**Obr. 3.3 - AV blokáda třetího stupně (svod II)**

**blokáda Tawarova raménka** - jestliže je porušeno vedení pravým nebo levým Tawarovým raménkem, projeví se to na zpoždění depolarizace části komory. Tento nadbytečný čas nutný k depolarizaci celého komorového myokardu způsobí rozšíření komplexu QRS. Ve zdravém srdci trvá šíření depolarizační vlny z mezikomorového septa do nejvzdálenější oblasti komor méně než 120 ms. V sinusovém rytmu s blokádou Tawarova raménka jsou vždy přítomny normální vlny P s konstantním intervalem PR. Blokáda obou Tawarových ramének má stejný efekt jako blokáda na úrovni Hisova svazku a způsobuje kompletní AV blokádu (třetího stupně).

## 3.2. SRDEČNÍ RYTMUS

Depolarizace může vznikat i na jiných místech než v SA uzlu. Potom se rytmus nazývá podle místa vzniku a mluví se o "arytmii". Abnormální srdeční rytmy mohou vzniknout ve třech různých místech - v myokardu síní, v oblasti AV uzlu (tento rytmus se nazývá "nodální" nebo lépe "junkční"), nebo v myokardu komor. Schopnost spontánní rytmické depolarizace má většina částí srdce a frekvence stahů komor je kontrolována tou částí srdce, kde je nejvyšší frekvence depolarizací (normálně SA uzel). Frekvence depolarizací vycházejících z SA uzlu je ovlivněna vagovými nervy stejně jako reflexy vycházející z plic. Abnormální rytmy vznikající v myokardu síní, v junkční oblasti nebo v komorové svalovině mohou být pomalé a setrvalé (bradykardie), mohou se jevit jako předčasné jednotlivé stahy ("extrasystoly"), nebo jsou rychlé a setrvalé (tachykardie). Pokud je aktivace síní nebo komor úplně nahodilá, mluví se o "fibrilaci".

**bradykardie** - náhradní rytmy - pokud selže aktivace v SA uzlu, může k depolarizaci dojít v různých částech srdce, což se na venek jeví jako obranný mechanismus. Kontrolu může přebrat určité ložisko v síňovém myokardu nebo některé místo v oblasti AV uzlu. Obě tyto lokalizace mají frekvenci spontánní depolarizace kolem 50 tepů/min. V případě jejich selhání nebo blokády v oblasti Hisova svazku převeze kontrolu rytmu některá z komorových částí s frekvencí kolem 30 tepů/min. Tyto pomalé a ochranné rytmy se nazývají náhradní (uniklé) rytmy.

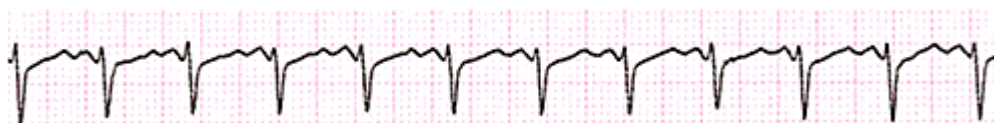




**Obr. 3.4 - Sínový náhradní (uniklý) rytmus (svod II)**

**extrasystoly** - jakákoli část srdce se může depolarizovat dříve, než jí přísluší, a takovýto předčasný stah se nazývá extrasystola. Vzhled extrasystoly je na EKG stejný jako u náhradních rytmů. Rozdíl spočívá v tom, že extrasystola přichází předčasně a náhradní rytmus opožděně. Sínové extrasystoly mají abnormální vlny P, v případě junkčních extrasystol není vlna P vidět vůbec nebo těsně předchází nebo následuje komplex QRS. Komplexy QRS vypadají u sínových a junkčních extrasystol stejně jako v sinusovém režimu.

**tachykardie - rychlé rytmy** - opakované depolarizace vznikající v síních, v junkční oblasti a v komorách. K určení původu tachykardie je nutné identifikovat vlnu P. U sínové tachykardie dochází k depolarizaci síní rychleji než 150 tepů/min. Vlny P jsou často viditelné na vlnách T předchozích stahů. Při frekvenci síní nad 250/min již mizí izoelektrická linie mezi vlnami P a stav se nazývá "flutter síní".



**Obr. 3.5 - Sínová tachykardie (svod V<sub>1</sub>)**

Pokud dochází k rychlé frekvenci depolarizací v srdečních komorách (v podstatě jde o rychle se opakující komorové extrasystoly), nazývá se tento rytmus "komorová tachykardie". Excitace se musí šířit abnormální cestou přes komorový myokard a komplexy QRS jsou proto široké a abnormální.

**fibrilace** - nastává ve chvíli kdy dochází k nezávislé kontrakci svalových vláken a může se vyskytnout v sínovém nebo komorovém myokardu. Dochází-li k nezávislým kontrakcím svalových vláken v síních (fibrilace síní), na EKG nejsou vlny P, ale pouze nepravidelná linie. AV uzel je kontinuálně zahlcován depolarizačními vlnami různé intenzity a depolarizace se šíří v nepravidelných intervalech dále Hisovým svazkem. Převod AV uzlem se děje ve smyslu "vše nebo nic", tedy depolarizační vlny pokračují do Hysova svazku s konstantní intenzitou. Jsou však nepravidelné a komory se proto stahují nepravidelně. QRS komplexy mají normální tvar, protože se vedení na komory děje přirozenou cestou (Obr. 3.6).



**Obr. 3.6 - Fibrilace síní (svod II, V<sub>1</sub>)**

Pokud dochází k nezávislým kontrakcím svalových vláken srdečních komor (fibrilace komor), nelze identifikovat žádné komplexy QRS a EKG je úplně dezorientováno. Fibrilace komor je nebezpečná, protože dochází k zástavě krevního oběhu.

### **3.3. ABNORMALITY VLN P, KOMPLEXU QRS A VLN T**

**Abnormality vlny P** - kromě změn tvaru vlny P v důsledku změny rytmu existují pouze dvě důležité abnormality. Tou první je zvýšení amplitudy vlny P v důsledku všech patologických stavů způsobujících hypertrofii pravé síně. Druhou abnormalitou je široká a bifidní (vlna se dvěma vrcholy) vlna P v důsledku hypertrofie levé síně.

**Abnormality komplexu QRS** - se projevují delším trváním intervalu RS než 120 ms, ve svodu V1 je kmit S větší než kmit R, ve svodech V5 nebo V6 je výška kmitu R méně než 25 mm. Komplexy QRS jsou abnormálně široké při blokádě Tawarových ramének nebo když depolarizace začíná v komorovém myokardu a způsobí komorové uniklé stahy, extrasystoly nebo tachykardii. V obou případech dochází k šíření vzruchu abnormální a tedy pomalou cestou. Zvýšená amplituda komplexu QRS je zapříčiněna zvýšenou elektrickou aktivitou a zvětšením svalové hmoty. Hypertrofie levé komory způsobuje vysoký kmit R ve svodech V5 nebo V6 a hluboký kmit S ve svodech V1 nebo V2. Kmity Q širší než 40 ms prokazují infarkt myokardu a svody, v nichž se kmit Q objeví, dávají určitou informaci o tom, která část srdce je poškozena.

**Abnormality úseku ST** - se na EKG projevují jako "elevace" nebo "deprese" což je nedodržení izoelektrické úrovně. Elevace úseku ST je příznakem akutního poranění myokardu, většinou v důsledku nedávného infarktu. Horizontální deprese úseku ST ve spojení s pozitivní vlnou T jsou většinou příznakem ischemie v protikladu k infarktu. Deprese úseku ST může také vzniknout během fyzické námahy, zvláště pokud dojde také k vyvolání angíny pectoris.

**Abnormality vlny T** - se projevují inverzí při ischemiích, hypertrofii komor, blokádě Tawarových ramének, léčbě digoxinem. Vlna T je normálně invertovaná ve svodech aVR a V1. Po infarktu myokardu dochází k inverzi vlny T.

## 4. GENEROVÁNÍ EKG SIGNÁLU

EKG signál lze v podstatě generovat dvěma způsoby. První způsob generování je na základě matematického popisu dílčích částí EKG signálu. Druhou možností je použití banky několika změřených signálů. Každá z metod má své výhody i nevýhody a proto budou dále rozebrány. Povaha obou metod vyžaduje digitální (číslicové) zpracování, výstupem je ale analogový signál odpovídající elektrickému signálu, jež doprovází činnost srdce.

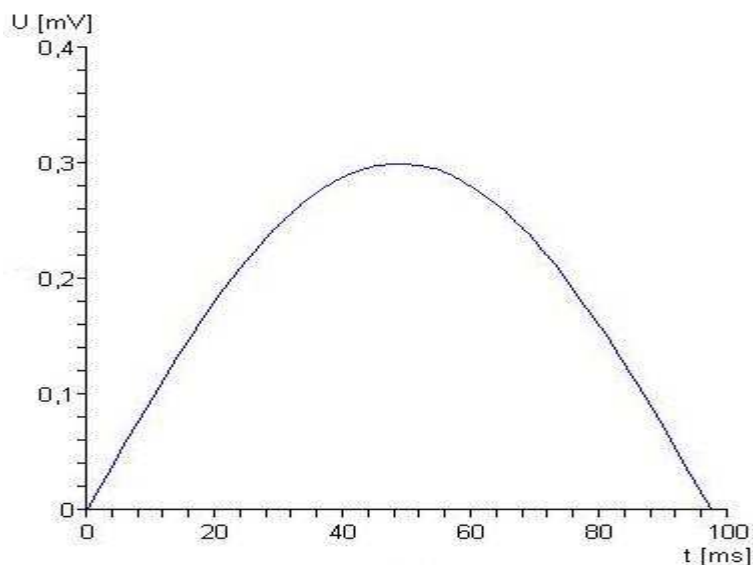
### 4.1. MATEMATICKÉ MODELOVÁNÍ EKG SIGNÁLU

Podstatou metody je vytvoření takového matematického aparátu, který bude na základě určitých vstupních parametrů schopen generovat veličiny popisující elektrický vektor srdeční. Rovněž je nutné zahrnout vliv polohy elektrody na tvar signálu. EKG signál se skládá z několika dílčích částí, které mají specifické vlastnosti. Základními bloky jsou vlna P, komplex QRS, vlna T. Vhodný matematický popis těchto částí je výchozím bodem celé metody.

Úsek, který na záznamu EKG představuje vlnu P, může být nahrazen elipsou. Elipsa je popsána parametrickými rovnicemi:

$$\begin{aligned}x &= a \cdot \cos \varphi \\y &= b \cdot \sin \varphi\end{aligned}\tag{1}$$

kde  $a$  je hlavní poloosa,  $b$  je vedlejší poloosa,  $\varphi$  je úhel  $0^\circ \leq \varphi < 360^\circ$ .

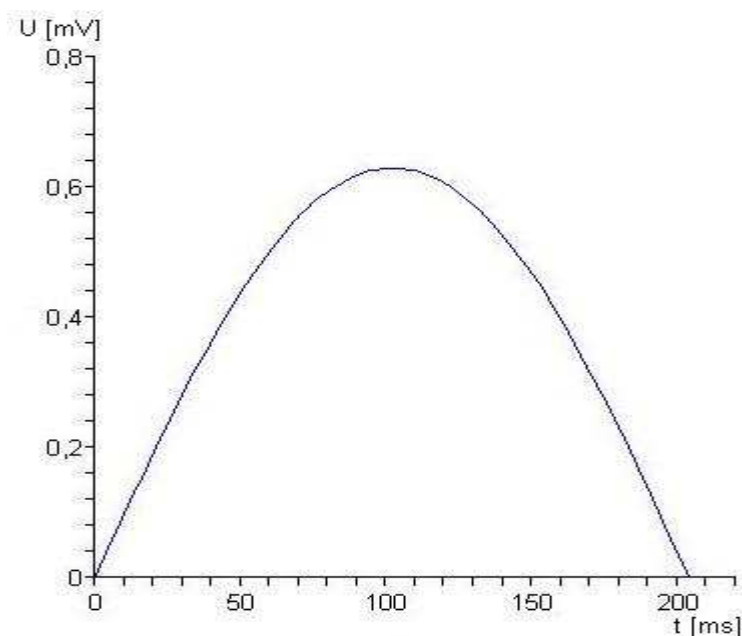


Obr. 4.1 - P-vlna modelovaná pomocí části elipsy

Vlna T může být popsána obdobně jako vlna P elipsou, která je charakterizována parametrickými rovnicemi:

$$\begin{aligned} x &= c \cdot \cos \varphi \\ y &= d \cdot \sin \varphi \end{aligned} \quad (2)$$

kde  $c$  je hlavní poloosa,  $d$  je vedlejší poloosa,  $\varphi$  je úhel  $0^\circ \leq \varphi < 360^\circ$ .



**Obr. 4.2 - T-vlna modelovaná pomocí části elipsy**

QRS komplex lze nahradit kardioidou (srdcovkou), což je zvláštní případ prosté epicykloidy. Epicykloida je dráha bodu kružnice při jejím valení po (vně) jiné kružnice [4]. Použijeme-li jako parametr úhel otočení  $\varphi$  pak je epicykloida charakterizována parametrickými rovnicemi:

$$\begin{aligned} x &= (R + r) \cdot \cos \varphi - r \cdot \cos \left( \frac{R + r}{r} \cdot \varphi \right) \\ y &= (R + r) \cdot \sin \varphi - r \cdot \sin \left( \frac{R + r}{r} \cdot \varphi \right) \end{aligned} \quad (3)$$

kde  $R$  je poloměr opisované kružnice,  $r$  je poloměr valené kružnice,  $\varphi$  je úhel  $0^\circ \leq \varphi < 360^\circ$ .

Kardioida vznikne, když je poměr obou poloměrů roven jedné [4], tedy  $R/r = 1$ . Parametrické rovnice pro  $R = r$  přejdou do tvaru:

$$\begin{aligned} x &= 2 \cdot r \cdot \cos \varphi - r \cdot \cos(2 \cdot \varphi) \\ y &= 2 \cdot r \cdot \sin \varphi - r \cdot \sin(2 \cdot \varphi) \end{aligned} \quad (4)$$

Aby byl průběh komplexu QRS lépe vystižen, bude amplituda kardioidy zkreslena změnou poloměru valené kružnice  $c_k$  v závislosti na úhlu valení  $\varphi$  a koeficientu nesymetrie  $k_n$ . Poloměr valené kružnice  $c_k$  bude dán vztahem:

$$c_k = r - r \cdot k_n \cdot \varphi \quad (5)$$

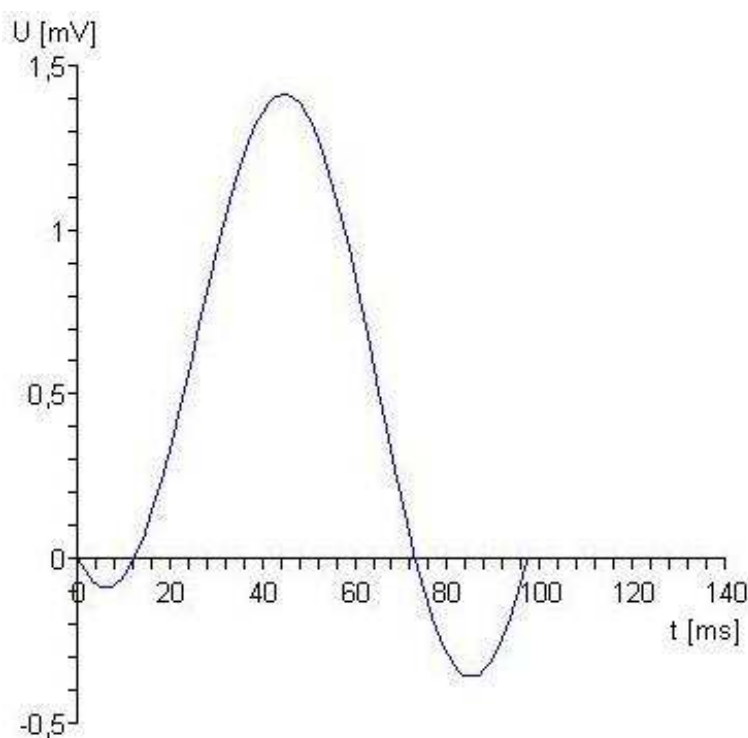
Posunu koncového bodu dráhy oproti počátečnímu bodu je zamezeno zavedením koeficientu posunu  $d_k$ :

$$d_k = r - c_k \quad (6)$$

Parametrické rovnice kardioidy pro komplex QRS budou mít tvar:

$$\begin{aligned} x &= a_k (2 \cdot r \cdot \cos \varphi - c_k \cdot \cos(2 \cdot \varphi) - d_k) \\ y &= b_k (2 \cdot r \cdot \sin \varphi - c_k \cdot \sin(2 \cdot \varphi)) \end{aligned} \quad (7)$$

kde  $a_k$  je koeficient protažení v podélném směru,  $b_k$  - koeficient protažení v příčném směru,  $c_k$  je poloměr valené kružnice,  $d_k$  je koeficient posunu a  $\varphi$  je úhel  $0^\circ \leq \varphi < 360^\circ$ .



**Obr. 4.3 - QRS komplex modelovaný upravenou kardioidou**

Při změně tepové frekvence se trvání jednotlivých částí EKG křivky, vlny P, P-Q segmentu, QRS komplexu, S-T segmentu, vlny T a T-P segmentu mění různě. Z měření EKG při různé tepové frekvenci a následným rozбором jednotlivých částí křivky lze závislosti dob jednotlivých úseků na tepové frekvenci aproximovat a matematicky popsat. Délka trvání vlny P v závislosti na tepové frekvenci má lineárně klesající charakter a lze ji

aproximovat lineární funkcí s parametrem tepové frekvence. Obdobnou závislost vykazuje také P-Q segment. Doba trvání QRS komplexu v závislosti na tepové frekvenci je nelineární a lze ji vystihnout mocninnou funkcí. Klesající tendence doby trvání S-T segmentu při vzrůstající tepové frekvenci má výrazně nelineární charakter a lze ji rovněž aproximovat mocninnou funkcí. Nelineární klesající tendenci má v závislosti na tepové frekvenci i doba trvání vlny T a k její aproximaci je vhodná rovněž mocninná funkce. Nejvýrazněji se ze všech částí EKG křivky mění v závislosti na tepové frekvenci doba trvání T-P segmentu. Její trend vystihuje nejlépe exponenciální funkce.

V předchozích odstavcích byl naznačen způsob, jakým lze modelovat tvar EKG křivky. Snímání EKG jako elektrického vektoru srdečního je založeno na skalárním součinu dvou vektorů. První vektor tvoří elektrický vektor srdeční, druhý vektor tvoří poloha vybrané elektrody. Poloha elektrody totiž určuje tvar snímaného EKG signálu (kap. 2.2). Výpočet potenciálu, který je snímán jednotlivými elektrodami, bude vypočten jako součin velikosti elektrického vektoru srdečního a cosinu úhlu mezi ním a vektorem polohy snímací elektrody:

$$\Phi = \|v\| \cdot |\cos \gamma| \quad (8)$$

kde  $\Phi$  představuje snímaný potenciál na elektrodě,  $v$  je elektrický vektor srdeční a  $\gamma$  je úhel mezi elektrickým vektorem srdečním a vektorem polohy snímací elektrody.

Lepších výsledků lze dosáhnout, použijeme-li pro modelování Gausovu křivku. Pro P-vlnu pak dostaneme následující funkci závislou na čase:

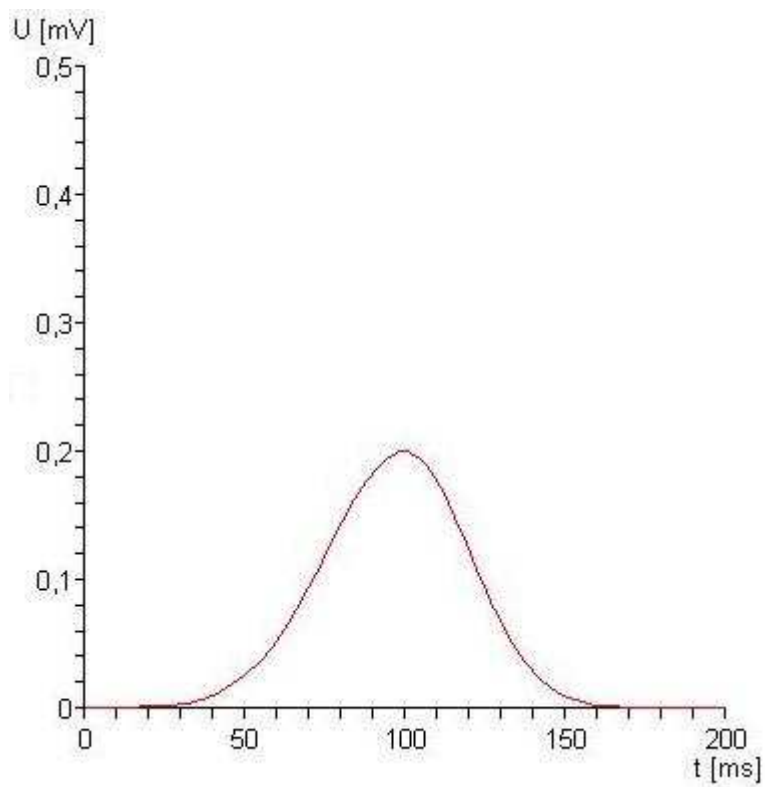
$$f(t) = A_p e^{-\frac{g^2(t-t_0)}{\sigma^2}} \quad (9)$$

kde  $A_p$  je amplituda P-vlny,  $t_0$  je čas kdy průběh dosáhne maxima,  $\sigma$  je šířka P-vlny a  $g(t)$  je:

$$g(t) = \begin{cases} e^{\xi t}, t \geq 0 \\ e^{-\xi t}, t < 0 \end{cases}, \text{ za } t = t - t_0 \quad (10)$$

kde  $\xi$  je faktor náklonu P-vlny.

Na obrázku 4.4 je průběh P-vlny modelované pomocí funkce (11).



**Obr. 4.4 - P-vlna modelovaná pomocí Gausovy křivky**

Obdobně jako P-vlna může být Gausova křivka použita také pro modelování T-vlny:

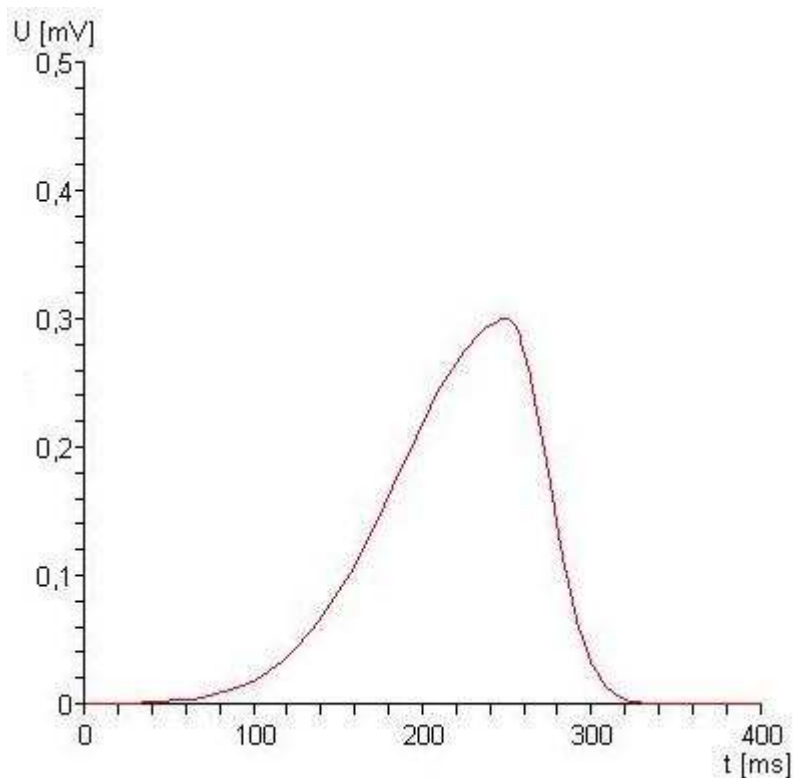
$$f(t) = A_t e^{-\frac{g^2(t-t_0)}{\sigma^2}} \quad (11)$$

kde  $A_t$  je amplituda T-vlny,  $t_0$  je čas kdy průběh dosáhne maxima,  $\sigma$  - šířka T-vlny a  $g(t)$  je:

$$g(t) = \begin{cases} e^{\xi t}, & t \geq 0 \\ e^{-\xi t}, & t < 0 \end{cases}, \text{ za } t = t - t_0 \quad (12)$$

kde  $\xi$  - faktor náklonu T-vlny.

Na obrázku 4.5 je jasně patrná elevace T-vlny způsobena faktorem náklonu  $\xi$ .



**Obr. 4.5 - T-vlna modelovaná pomocí Gausovy křivky**

Pokud vhodně nastavíme amplitudy, elevace, šířky, a odstupy jednotlivých Gausových křivek, můžeme vytvořit průběh podobný QRS komplexu. Rovnici (9) tak můžeme modifikovat na tvar:

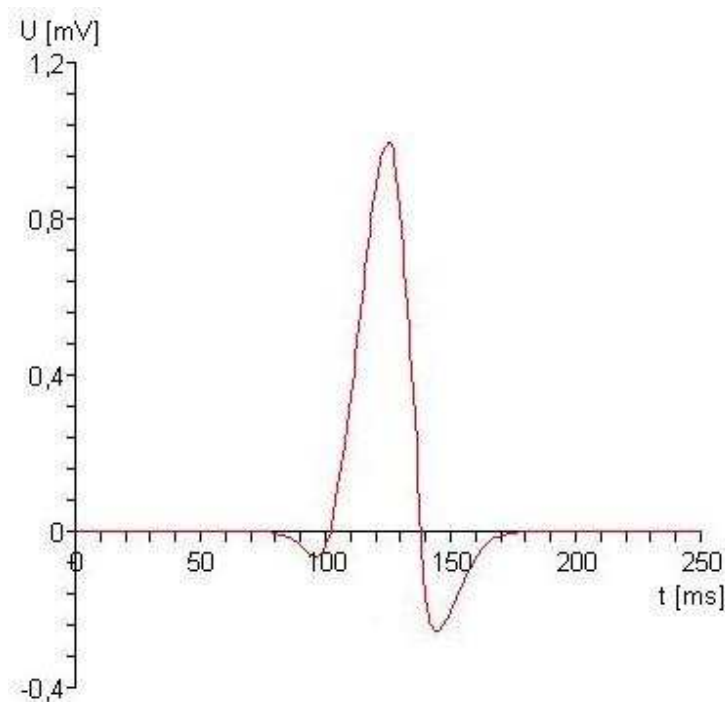
$$f(t) = A_Q e^{-\frac{g^2(t-t_{0Q})}{\sigma_Q^2}} + A_R e^{-\frac{g^2(t-t_{0R})}{\sigma_R^2}} + A_S e^{-\frac{g^2(t-t_{0S})}{\sigma_S^2}} \quad (13)$$

kde  $A$  je amplituda příslušné vlny,  $t_0$  - čas kdy příslušná vlna dosáhne maxima,  $\sigma$  je šířka příslušné vlny a  $g(t)$  - dle vztahu (10).

Pokud vhodně nastavíme parametry, lze dosáhnout poměrně dobrého výsledku (Obr. 4.6).

Jednotlivé průběhy (Obr. 4.1 až Obr. 4.6) byly modelovány v matematickém programu Maple. Vstupní parametry byly nastaveny tak, aby bylo možné graficky demonstrovat možnosti zvolených modelů.





**Obr. 4.6 - QRS-komplex modelovaný pomocí Gausovy křivky**

Matematická metoda generování EKG signálu umožňuje nastavit řadu parametrů, jako jsou tepová frekvence, tvar jednotlivých vln, nebo amplituda generovaného signálu. Rovněž je možné generovaný signál "obohatit" rušivými složkami (síťový brum, myopotenciály, atd.). Pokud by měla metoda plně simulovat srdeční elektrickou aktivitu se všemi jejími arytmiemi, bylo by za potřebí složitějších matematických modelů a s tím spojené obtížnější sladění vstupních parametrů. Tato metoda vzhledem ke své podstatě vyžaduje výkonný systém (DSP) schopný v reálném čase generovat průběhy pro potřebný počet kanálů.

## 4.2. GENEROVÁNÍ EKG SIGNÁLU Z BANKY SIGNÁLŮ

Základem této metody je banka signálů, která obsahuje velké množství změřených EKG průběhů. U této metody není možné nastavovat žádný parametr jako u matematického modelování. Pokud tedy má být testován elektrokardiograf, který umožňuje sejmutí dvanácti-svodového EKG, musí banka signálů obsahovat tolik signálů, aby bylo možné rekonstruovat jednotlivé svody. Obsluha pouze vybírá signál, kterým chce testovat elektrokardiograf. Přístroj následně přivádí na jednotlivé výstupní kanály patřičné signály. Průběhy uložené v bance signálů mohou být délky pár sekund a vhodným napojením konce signálu na jeho začátek lze generovat signál v nekonečné smyčce a testovat libovolně dlouhou dobu.

Tato metoda v porovnání s matematickým modelováním nezavádí žádné zkreslení generovaného signálu za předpokladu kvalitně zaznamenaných průběhů EKG v bance

signálů. Druhým předpokladem úspěšné aplikace je dobré napojení konce signálu na jeho začátek tak, aby v místě napojení nedocházelo ke "skokům". Ty by totiž mohly být vyhodnocovány jako abnormalita i v případě testování signálem s "normálním" průběhem EKG. Nevýhodou byl v nedávné minulosti poměrně veliký nárok na paměťový prostor (banka signálů obsahuje desítky až stovky průběhu - podle aplikace). Dnes je možné díky velké kapacitě pamětí uložit do banky signálů i relativně dlouhé úseky, čímž lze získat větší variabilitu testovacích signálů. Rovněž nároky na řídicí systém jsou vzhledem k absenci matematického aparátu poměrně nízké.

## 5. GENERÁTOR EKG SIGNÁLU

### 5.1. POŽADAVKY NA GENERÁTOR EKG SIGNÁLU

Činnost srdce je základním ukazatelem zdravotního stavu pacienta. Jak již bylo řečeno, srdeční činnost je doprovázena elektrickou aktivitou. Tuto aktivitu lze snímat a zaznamenávat pomocí elektrokardiografu. Základním principem elektrokardiografu je poskytnout lékaři záznam elektrické aktivity srdce (EKG) v grafické podobě tak, aby byla možná analýza srdeční činnosti měřené osoby. V dnešní době je elektrokardiograf také součástí monitorů, které kromě EKG vyhodnocují řadu dalších veličin.

Generátor EKG signálu je zařízení, které simuluje elektrickou aktivitu srdce, a slouží tak k ověření funkce elektrokardiografu. Podstatou činnosti generátoru EKG signálu je produkovat definovaný (známý) EKG signál. Povaha generovaného signálu závisí na vlastnostech a možnostech testovaného elektrokardiografu (popř. monitoru). Generátor by měl být vybaven patřičným počtem kanálů tak, aby bylo možné testovat přístroje měřící 12-svodové EKG. Každý kanál zde simuluje jednu elektrodu. Pro 12-svodové EKG je třeba 9 elektrod (9 kanálů), kde 6 elektrod je pro 6 hrudních svodů a 3 elektrody jsou pro 3 bipolární svody, 3 unipolární svody a pro vytvoření Wilsonovy svorky (Obr. 5.1).



Obr. 5.1 - Generátor EKG signálu METRON PS-410

#### 5.1.1. Produkové signály

Každý monitor obsahující elektrokardiograf s hodnocením signálu vyhodnocuje z EKG tepovou frekvenci. Generátor by tedy měl umožňovat měnit generovaný signál tak, aby bylo možné volit tepovou frekvenci v rozsahu 40 tepů/min - 300 tepů/min. Většina monitorů dnes dokáže z EKG vyhodnocovat arytmiie, extrasystoly, tachykardie,

bradykardie, fibrilace. Způsob, jakým dochází k detekci některého z výše uvedených stavů, je "know-how" výrobce monitoru. Obecně lze stanovit určitá kritéria, jejichž nesplnění je vyhodnoceno jako chybový stav. Následující tabulka 1 obsahuje možné rozdělení chybových (alarmových) stavů do třech tříd podle závažnosti stavu pacienta (červená - rizikové stavy, žlutá - nebezpečné stavy, zelená - informativní stavy).

Tabulka 1 - Alarmové stavy vyhodnocované monitory			
Tř.	č.	Hlášení stavu	Popis hlášeného stavu *
<b>Č E R V.</b>	1	<b>ASYSTOLA</b>	Žádný QRS komplex po dobu 4 sekund.
	2	<b>SÍŇOVÁ FIB/TACH</b>	Tvar EKG křivky odpovídající fibrilaci po dobu 4 sekund.
	3	<b>EXTRÉM. BRADYKARDIE</b>	TF<20 tepů/min po dobu 20 sekund.
	4	<b>SÍŇOVÁ TACHYKARDIE</b>	> 50% tepů/min je přilehlých KS, TF>120 tepů/min, nebo PKS > 9 a TF>120 tepů/min
<b>Ž L U T Á</b>	5	<b>SÍŇOVÝ RYTMUS</b>	> 50% tepů/minutu je přilehlých KS, TF 40-120 tepů/min.
	6	<b>SLED KS &gt; 9</b>	Sled více než 9 PKS, TF < 120 tepů/min
	7	<b>SLED KS &gt; 3-9</b>	Sled 3-9 PKS
	8	<b>DVA PKS</b>	Dva následující PKS
	9	<b>CHYBNÁ STIMULACE</b>	stimulační impuls není následován QRS komplexem
	10	<b>CHYBNÝ STIMULÁTOR</b>	chybí jak stimulační impuls tak QRS komplex
	11	<b>CHYBĚJÍCÍ STAH</b>	Žádný QRS komplex po dobu dvou R-R int., TF<120 tepů/min
	12	<b>R - ON - T PKS</b>	1 PKS (R-R int. < 1/3 normálního R-R) následován náhr. pauzou, nebo dva PKS bez náhr. pauzy v průb. 5 min. (TF<120 tepů/min).
	13	<b>KOMOROVÁ DVOUPÁR.</b>	> 50% tepů v průběhu minuty podle vzoru SKS - KS.
	14	<b>KOMOROVÁ TROJITOST</b>	> 50% tepů v průběhu minuty podle vzoru SKS - SKS - KS.
	15	<b>PKS &gt; 23/min</b>	> 23 PKS/min.
	16	<b>PKS &gt; 11/min</b>	12 - 23 PKS/min.
	17	<b>MNOHOTVARÝ KS</b>	2 výskyty 2 růz. PKS za posl. 5 min, TF<120 tepů/min.
	18	<b>PKS &gt; 5/min</b>	6 - 11 PKS/min .
	19	<b>TF &gt; 150</b>	Srdeční TF>150 tepů/min.
	20	<b>TF 40 - 50</b>	Srdeční TF 40 - 50 tepů/min.
	21	<b>NEMOŽNOST ANALÝZY</b>	Nalezeno méně než 10 QRS za poslední 2 minuty, zašum. nebo chaotický signál, nebo odpadlé elektrody.
<b>Z E L E N Á</b>	22	<b>ZKONTROLOVAT SVODY</b>	Trvale chaotický signál, zašum. signál nebo porucha monit.
	23	<b>ZVĚTŠIT CITLIVOST</b>	Amplituda QRS komplexu je příliš malá (< 1,25 V).
	24	<b>ZESLABIT CITLIVOST</b>	Amplituda QRS komplexu je příliš velká (> 2,5 V).
	25	<b>TF &gt; 120</b>	Srdeční TF 120 - 150 tepů/min.
	26	<b>TF &lt; 60</b>	Srdeční TF 50 - 50 tepů/min.
	27	<b>NEPRAVIDELNÝ RYTMUS</b>	Nepřavidelný SKS rytmus (např. síňová fibrilace).
* TF = tepová frek., KS = komorový stah, PKS = předčasný komorový stah, SKS = Supraventrikulární stah			

### 5.1.2. Kalibrace

Při záznamu elektrokardiogramu je nutné dodržet standardizované napěťové i časové měřítko. Tento požadavek souvisí se způsobem vyhodnocování EKG signálu. Základem je vyhodnocování tvarových změn na základě znalosti slovníku průběhů. Nejjednodušší metodou je prosté porovnání záznamu s tím co hodnotící osoba zná za předpokladu, že je dodrženo standardní napěťové i časové měřítko. Princip lze názorně ukázat na jednoduchém příkladu. Máme-li pacienta, který má nějaké srdeční onemocnění, je žádoucí sledovat vývoj nemoci. Základem pro kvalitní diagnózu je pravidelný záznam EKG v průběhu celé terapie. Pacient může být diagnostikován řadou různých elektrokardiografů s rozdílnými parametry. Jejich záznam může být pořízen s různými měřítky a prostým porovnáním takovýchto záznamů by mohl lékař dojít k mylné diagnóze. Až na základě podrobného rozměření s ohledem na měřítka najde lékař určitou shodu.

Při záznamu elektrokardiogramu se bere jako standardní citlivost 10 mm výchylky záznamové stopy pro 1mV vstupního signálu (10mm/mV). Časové měřítko je definováno posuvnou rychlostí záznamového materiálu a ta bývá 25 nebo 50mm/s (5). Záznam bývá často realizován na papírový pásek, který obsahuje čtvercovou síť. Malý čtvereček (1x1 mm) má v horizontálním (časovém) směru rozlišení 40 ms (25mm/s) a ve vertikálním (napěťovém) směru má rozlišení 0,1 mV. Velký čtvereček (5x5 mm) má v horizontálním směru rozlišení 200 ms a ve vertikálním směru má rozlišení 0,5 mV (viz. Obr. 2.5.).

### 5.1.3. Šířka pásma

Z hlediska požadavků na šířku přenášeného pásma se volí jistý kompromis. Požadavek na dolní mezní kmitočet není pevně daný a vyplývá z požadavku na případný přenos velmi pomalých složek. Zároveň musí být potlačen přenos stejnosměrné složky. Ta zde vzniká přiložením páru elektrod na povrch těla při použití odpovídající vodivé pasty. Na rozhraní kov (elektroda), elektrolyt (vodivá pasta) vzniká půlčlánekový potenciál. Jeho velikost závisí na chemickém složení elektrolytu a elektrody. Pro měření tedy používáme stejné elektrody abychom snížili velikost stejnosměrné složky (dvě různé elektrody v elektrolytu -princip baterie). V praxi se stejnosměrné složky nezbavíme ani u stejných elektrod. Je to způsobeno tím, že i stejné elektrody nejsou úplně stejné a na vzniku stejnosměrné složky se podílí rozdílná koncentrace iontů elektrolytu v okolí elektrod. Stejnosměrná složka může dosahovat několika desítek až stovek milivoltů, což je až o řád více, než užitečný signál. Toto napětí je navíc časově proměnné, mění se i s pohybem elektrod a je různé pro různé dvojice elektrod. Tato stejnosměrná složka je falešným dodatkem a bezprostředně nesouvisí se snímaným signálem. Z tohoto důvodu se volí dolní mezní kmitočet 0,05 Hz.

Rovněž hranice horního mezního kmitočtu není pevně stanovena a vyplývá z účelu záznamu EKG signálu. Pro účely studia a detailní analýzy měřeného signálu se volí horní

mezní kmitočet až 1000 Hz. Z diagnostického hlediska se ve většině elektrokardiografů používá horní mezní kmitočet 100 Hz [5], který zachovává dobrou diagnostickou hodnotu se současným omezením nežádoucího rušení. Tímto rušením mohou být myopotenciály svalů, rušení procházející ze zdroje (síťový brum 50 Hz, vf rušení od spínaných zdrojů a zářivek). Nežádoucím způsobem se mohou rovněž uplatnit různá vf pole.

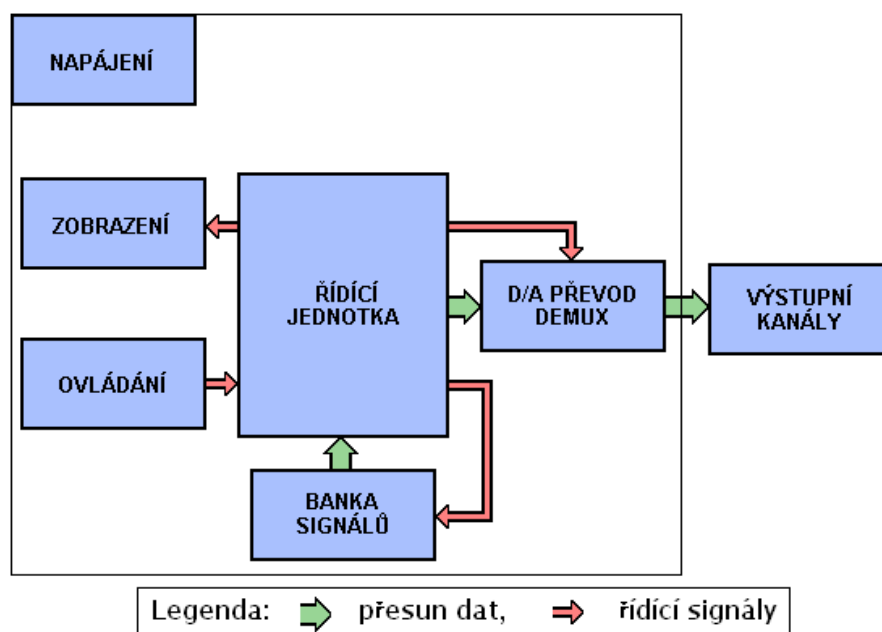
Z těchto důvodů by bylo vhodné snížit mezní kmitočty. Například monitory pro sledování EKG signálu mívají frekvenční rozsah přenášeného pásma 0,5 až 40 Hz [5].

#### 5.1.4. Vstupní impedance elektrokardiografu

Z hlediska zdroje EKG signálu nejsou na vstupní impedanci elektrokardiografu kladeny vysoké požadavky. Tím, že se používají velkoplošné elektrody, postačí vstupní impedance elektrokardiografu 300 k $\Omega$ . Chceme-li dosáhnout toho, že se neuplatní přechodový odpor elektrod při nežádoucím rušení síťovým kmitočtem, musí být vstupní impedance podstatně vyšší [5]. Z toho hlediska bývá vstupní impedance běžně 10 M $\Omega$ .

## 5.2. BLOKOVÉ SCHÉMA GENERÁTORU EKG SIGNÁLU

Pro realizaci generátoru EKG signálu byla zvolena možnost generování signálu pomocí banky signálů. Princip činnosti celého systému lze popsat pomocí blokového schématu (Obr. 5.2).



**Obr. 5.2 - Blokové schéma generátoru EKG signálu**

Obsluha si pomocí ovládacího modulu a zobrazovacího modulu vybere požadovaný signál z nabídky dostupných signálů. Řídící jednotka má za úkol z banky signálů vybrat

obsluhou navolený průběh EKG a poslat jej do D/A převodníku. Ten zajistí převod z číslicové oblasti do analogové. V případě dvanácti svodového EKG je třeba generovat signály pro patřičný počet výstupních kanálů. Nezbytnou součástí pro činnost všech bloků je obvod napájení.

Požadavky a možná realizace budou popsány v kapitole 5.3. Nejprve budou rozebrány bloky banka signálů a D/A převod vzhledem k tomu, že jejich volba bezprostředně souvisí s vlastnostmi generovaného signálu. Následně bude popsán blok ovládání a zobrazení. I přes to, že je řídicí jednotka srdcem celého systému, je popsána až po předchozích blocích. Je to zejména z toho důvodu, že řídicí jednotka je volena na základě požadavků jednotlivých bloků. Návrh pak bude završen popisem bloku napájení.

## 5.3. NÁVRH JEDNOTLIVÝCH BLOKŮ SYSTÉMU

### 5.3.1. Banka signálů

Bankou signálu se myslí určitý paměťový prostor, ve kterém jsou uloženy všechny testovací signály. Rozmanitost signálů, které jsou k dispozici, vychází především z účelu generátoru. Může se jednat o velmi omezenou nabídku, která poslouží k základním diagnostickým účelům. V takovém případě postačí k uložení dat interní paměť mikroprocesoru. Pokud ale chceme testovat monitor, který dokáže z EKG signálu vyhodnotit řadu parametrů, je třeba použít externí paměť. Realizace může být pomocí elektricky mazatelných pamětí EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), nebo pomocí EPROM (za předpokladu stálého obsahu paměti). Paměť typu EPROM má tu nevýhodu, že k jejímu vymazání je třeba ultrafialové světlo a smazán je celý obsah, kdežto EEPROM lze vymazat el. impulsy a to po částech. Na paměť je kladena řada požadavků, především je to šířka datové sběrnice a kapacita, dále jsou nezanedbatelné také spotřeba a rozměry.

Šířka datové sběrnice určuje kolika různých úrovní může nabývat vzorek signálu, přičemž platí vztah:

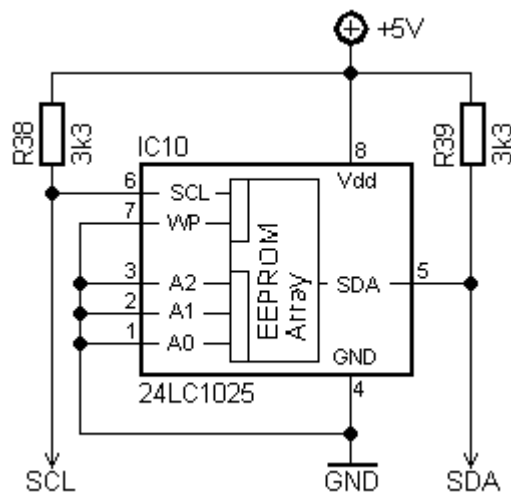
$$N = 2^s \quad (14)$$

kde  $N$  je počet úrovní (rozsah dat) a  $s$  je šířka sběrnice (např. pro  $s = 8$  bitů dostáváme 256 úrovní, které lze chápat jako 0 až 255, nebo - 128 až 127).

Šířka datové sběrnice bude záviset na povaze uloženého signálu. Budeme-li uvažovat generovaný EKG signál o rozsahu - 1 mV až + 1 mV a 8-bitovou sběrnici (256 úrovní), bude nejmenší rozlišitelná úroveň napětí (kvantovací krok) 7,8  $\mu$ V. Vzhledem k tomu, že P a T vlny mají obecně mnohem menší amplitudu než R vlna, mohl by se kvantovací krok projevit tvarovým zkreslením generovaného signálu. Konkrétní vliv kvantovacího kroku je dále popsán v kapitole 5.4.

Požadavky na kapacitu paměti vycházejí z předpokladu 8-bit datové sběrnice. Každý signál uložený v bance signálů bude délky 10 sekund a vzorkován kmitočtem  $f_{vz} = 250$  Hz. Vynásobením  $f_{vz}$  a délky signálu dostáváme 2500 B. Pro dvanácti-svodové EKG potřebujeme 8 takových signálů (8 kanálů), tzn. 20 kB. Banka by měla obsahovat řadu testovacích průběhů, pro 20 průběhů je celkový požadavek na kapacitu paměti 400 kB a tomu odpovídající 19-ti bitová adresa. 8-bit mikroprocesory pracují s 16-bit adresovou sběrnicí a proto lze vyloučit použití paralelní paměti. Jednak mikroprocesor nebude schopen adresovat celý obsah paměti a navíc by připojení takové paměti zabralo v multiplexním režimu adresové a datové sběrnice minimálně dva 8-bit porty plus řízení paměti.

Na základě výše stanovených skutečností byla vybrána paměť 24LC1025 [6] od firmy Microchip (Obr. 5.3). Jedná se o CMOS, 1024 kbit sériovou EEPROM. Obvod 24LC1025 má kapacitu 1024 kbit = 128 kB. Paměťový prostor je rozdělen na dva 64 kB. Tyto bloky lze adresovat 16 bity ( $2^{16} = 65\,536$ ), tzn. 0h až FFFFh. Paměť pracuje již od napájení 2,5 V a při čtení se spotřeba pohybuje okolo 1 mA. Výrobce udává více jak 1 milión mazacích/zapisovacích cyklů a schopnost udržet data po dobu delší než 200 let. Vývody A0 a A1 slouží k nastavení adresy konkrétního obvodu. Tak je možné adresovat až 4 obvody a zvýšit tak celkovou kapacitu na 4 Mbytes. Vývod WP (Write Protection) slouží k hardwarovému zablokování zápisu do paměti přivedením log. 1 (čtení není ovlivněno).

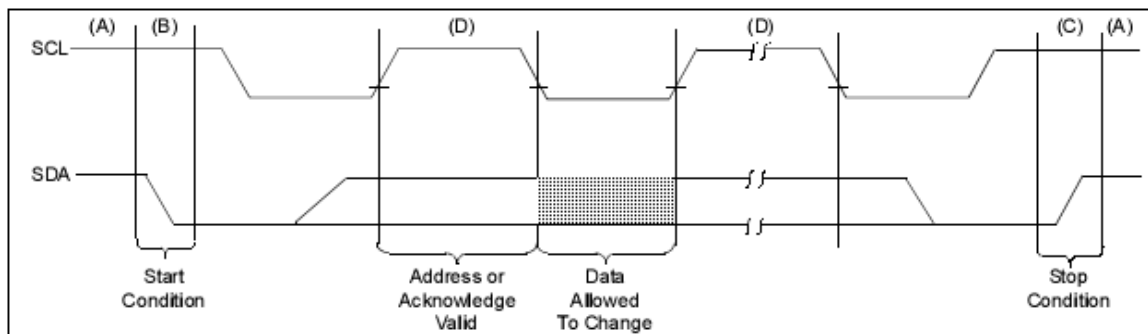


**Obr. 5.3 - Zapojení obvodu 24LC1025**

Paměť komunikuje s okolím pomocí I<sup>2</sup>C (Inter, Integrated Circuit) sběrnice ve verzi 1.0, která umožňuje přenosový mód Fast s přenosovou rychlostí 400 kbit/s. I<sup>2</sup>C sběrnice je obousměrná dvou vodičová sériová linka založena na komunikaci Master-Slave. Samotný přenos dat je vždy řízen Masterem, který adresuje Slave stanici a zahajuje přenos dat. Master dále generuje hodinový signál na linku SCL, která je synchronizována s rychlostí Slave stanice. Každý přenos dat je ohraničen startovacím a ukončovacím signálem, který je vždy generován Masterem (Obr. 5.4). Startovací signál je generován přechodem z log. 1



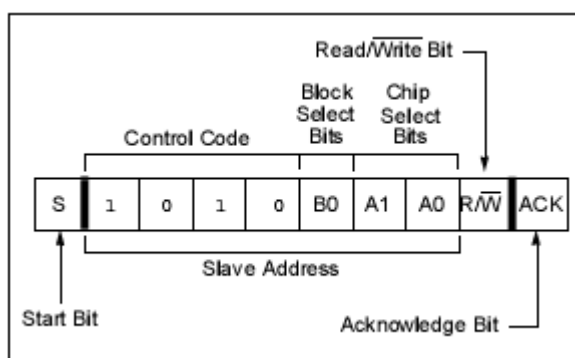
na log. 0 (B) na datové lince *SDA* v okamžiku, kdy je linka *SCL* v log. 1(A). Ukončovací signál přenosu je generován přechodem z log. 0 do log. 1 (C) na lince *SDA* v okamžiku, kdy je linka *SCL* v log. 1. Mezi startovací a ukončovací signály jsou umístěna data, která jsou platná pouze při *SCL* v log. 1 (D).



**Obr. 5.4 - Přenos bitů po I<sup>2</sup>C**

Každá Slave stanice je povinná po přijetí jednoho byte (8 bitů) generovat potvrzovací bit *ACK* a to během devátého impulsu hodinového signálu. Po odeslání osmého bitu Masterem je linka *SDA* nastavena na log. 1. Následně se čeká až Slave stanice potvrdí příjem nastavením *SDA* do log. 0. Pokud je potvrzení uskutečněno, Master může posílat další data. V opačném případě je Master nucen generovat ukončovací signál, nebo jeho opětovný začátek.

Před zahájením přenosu vlastních dat mezi pamětí a mikroprocesorem je třeba vybrat paměťový modul, se kterým bude navázána komunikace. To je realizováno 7-bitovou Slave adresou a bitem *R/W*, který určuje směr komunikace (Obr. 5.5).

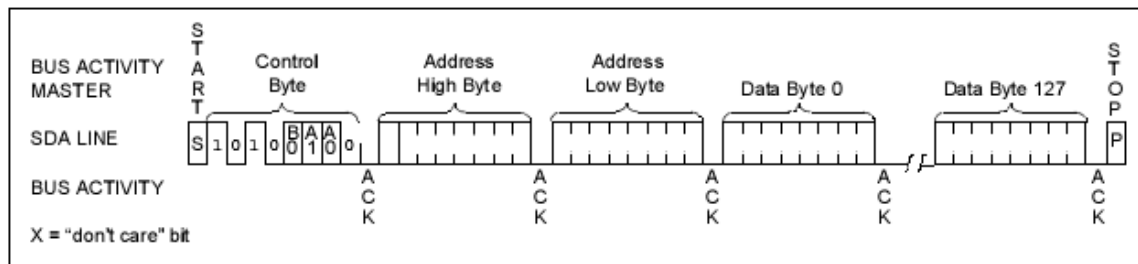


**Obr. 5.5 - Adresování obvodu 24LC1025**

Samotná adresa zařízení se skládá ze dvou částí. První část je pevně daná výrobcem, druhá část je programovatelná a lze ji nastavit na vývodech *A0* a *A1*. Po startovním bitu následují čtyři kontrolní bity s binární kombinací "1010" (pevně daná adresa výrobcem). Tím je určeno, že se prostřednictvím I<sup>2</sup>C sběrnice bude komunikovat právě s obvodem 24LC1025. Následuje bit *B0*, kterým je zvolen jeden ze dvou bloků adresového prostoru. Poté následují dva bity *A1* a *A0* pomocí nichž lze vybrat jeden ze čtyř

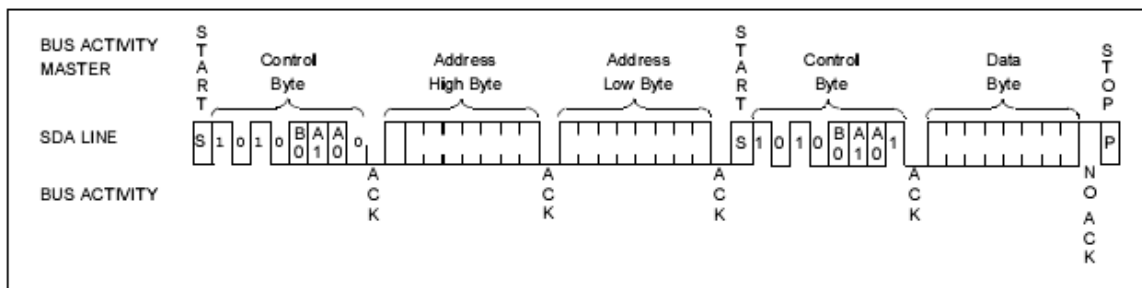
možných připojených paměťových obvodů. Bit *R/W* je vyhrazen pro určení zdali se bude číst, nebo zapisovat do paměti.

Po úspěšném navázání komunikace s obvodem (potvrzeno pomocí *ACK*) následuje horní byte adresy. Po dalším potvrzení následuje dolní byte adresy. Pokud se jedná o zápis do paměti (Obr. 5.6), následuje byte obsahující data jež mají být zapsána. Takto lze zapsat najednou až 128 B dat. Po přenesení posledního byte dat je generován ukončovací signál.



**Obr. 5.6 - Zápis do obvodu 24LC1025**

Pokud se jedná o čtení dat z paměti (Obr. 5.7), je po úspěšném navázání komunikace a úspěšném odeslání 16-bit adresy znovu zaslán kontrolní byte obsahující 7-bit Slave adresu a *R/W* bit určující čtení (log. 1). Po potvrzení odešle Slave data uložená na zadané adrese. Pokud Master vygeneruje potvrzující signál *ACK*, dojde k inkrementaci adresového čítače v obvodu 24LC1025 a ten zašle data uložená na odpovídající (zvýšené) adrese. Takto lze přečíst část, nebo celý obsah paměti. Pokud Master vygeneruje místo *ACK* ukončovací signál, komunikace s pamětí je ukončena.



**Obr. 5.7 - Čtení z obvodu 24LC1025**

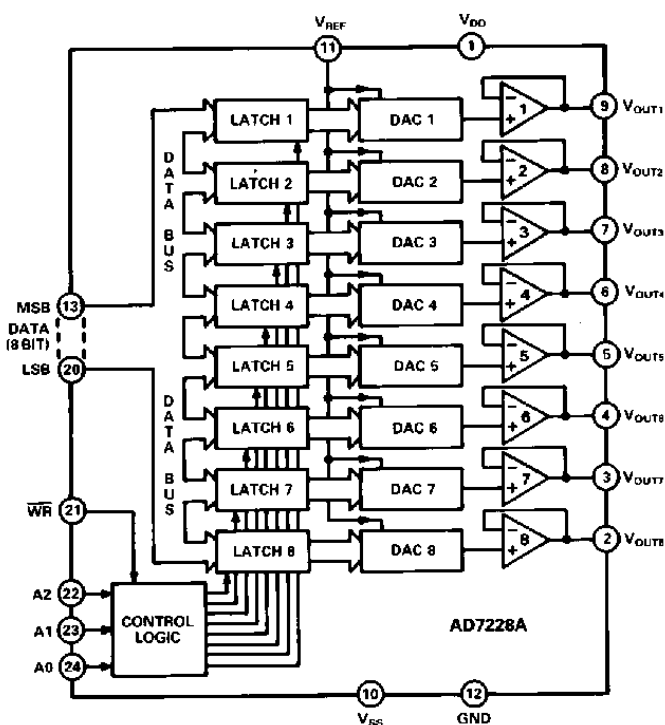
### 5.3.2. D/A převodník s demultiplexem

Úkolem tohoto bloku je zajistit převod signálu z digitálního na analogový pro potřebný počet kanálů. Vzhledem k požadavku generování signálu pro dvanácti svodové EKG je třeba generovat 8 signálů. Tato skutečnost vychází z principu vytváření jednotlivých svodů popsaném v kapitole 2.2. a 5.4.1. Tento požadavek lze realizovat dvěma způsoby. První možnost je použití jednoho D/A převodníku a následného demultiplexoru. Výhodou je nižší počet součástek a stejný převodník pro všechny kanály. Nevýhodou je nutnost použít takový demultiplexor, který zajistí spojitost výstupních

signálů. Pokud by byl demultiplexor pouze přepínač analogového signálu, docházelo by při přepínání kanálů k výpadku signálu na kanálech v době jejich neaktualizování. V takovém případě by musel mít přepínač pro každý kanál záchytnou analogovou buňku, která by "podržela" informaci dokud nepřijde nová informace.

Druhou možností je použít pro každý kanál samostatný D/A převodník a vhodným adresováním převodníků provádět požadovaný demultiplex. Problém s výpadkem signálu v době latence převodníku je odstraněn tím, že na vstupu převodníku je záchytný registr, který udrží vstupní informaci až do doby její aktualizace. Dnes je běžně k dispozici 8 převodníků v jednom pouzdře, takže je ušetřen prostor na desce plošných spojů.

Pro generátor byl vybrán D/A převodník od firmy Analog Device s modelovým označením AD7228A (Obr. 5.8). Jedná se o paralelní 8-kanálový 8-bitový CMOS převodník. Obvod se vyznačuje především vysokou rychlostí převodu  $5 \mu\text{s}$  a vysokou rychlostí přechodu z jedné úrovně na druhou  $2 \text{ V}/\mu\text{s}$ . Tyto hodnoty jsou pro daný účel více než dostačující. Obvod lze napájet napětím  $V_{DD} = 5 \text{ V}$  (min =  $4,75 \text{ V}$ , max =  $5,25 \text{ V}$ ). Referenční napětí je pro napájení  $V_{DD} = 5 \text{ V}$  dáno výrobcem na  $V_{REF} = 1,25 \text{ V}$  (min =  $1,2 \text{ V}$ , max =  $1,3 \text{ V}$ ) [7].

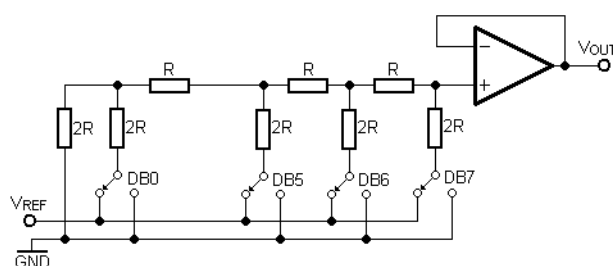


**Obr. 5.8 - Blokové schéma AD 7828A**

Obvod AD7828A obsahuje 8 identických D/A převodníků (DAC 1 až DAC 8). O volbu konkrétního interního převodníku se stará řídicí jednotka (Control Logic). Po přivedení řídicího signálu WR dojde k aktivaci řídicí jednotky, která v závislosti na binární kombinaci na vstupech A0 až A2 aktivuje záchytný registr (LATCH) požadovaného

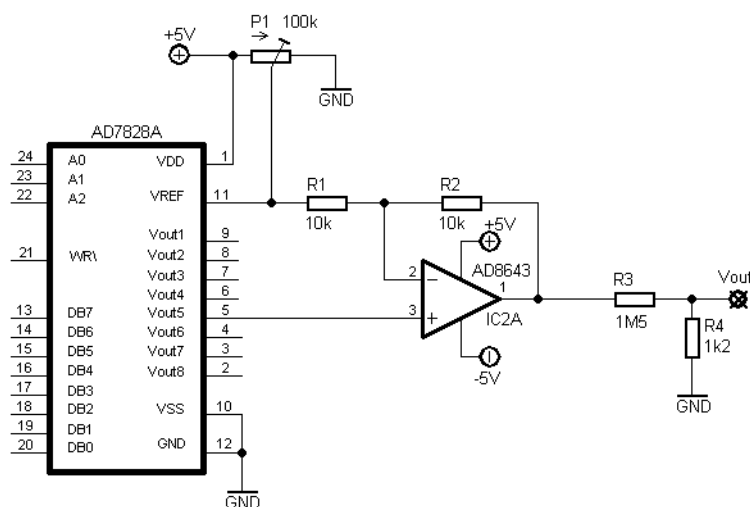
převodníku. Data jsou tak z datové sběrnice (DATA BUS) převedena do příslušného záchytného registru a zde zůstávají dokud nejsou přepsána novými daty. Protože je konkrétní převodník analogový obvod (viz. níže) pracující spojitě, je jeho výstupní napětí konstantní po dobu konstantního obsahu záchytného registru. Tímto jednoduchým mechanismem je zajištěno, že napětí na příslušném kanálu bude v jednotlivých taktech vzorkovacího kmitočtu konstantní a to i ve chvíli kdy se s konkrétním převodníkem nebude pracovat. Takto pracující obvod umožňuje realizovat požadovaný demultiplex v rámci jednoho obvodu (jednoho pouzdra).

Princip převodu binární kombinace DB0 až DB7 (datová sběrnice) na analogové napětí  $V_{out}$  je založen na generování váhových proudů (Obr. 5.9). Váhové proudy se generují pomocí kombinované rezistorové sítě ze společného zdroje referenčního napětí  $V_{REF}$ . Výhodou tohoto zapojení je snížení poměru největšího a nejmenšího odporu použitých rezistorů v paralelních větvích na hodnotu 1:2 [8]. Nevýhodou je větší počet rezistorů a obtížnější konstrukce spínačů, neboť spínaný proud spínači se mění v závislosti na vstupní binární kombinaci (DB0 až DB7). Rezistory tak tvoří spínaný dělič napětí, u kterého musí být výstup naprázdno, aby se nezměnily dělicí poměry. Jako zátěž tedy poslouží operační zesilovač (velký vstupní odpor) ve funkci impedančního transformátoru.



**Obr. 5.9 - Kombinovaná rezistorová síť**

Zapojení D/A převodníku je na (Obr. 5.10), pro přehlednost je zde uveden pouze jeden z osmi kanálů. Kompletní schéma zapojení je v příloze A.



**Obr. 5.10 - D/A převodník s nastavením výstupního napětí**

Výstup převodníku je přiveden na neinvertující vstup operačního zesilovače, který má pomocí odporů  $R_1$  a  $R_2$  nastavené zesílení  $A = 1$ . Doporučené hodnoty rezistorů  $R_1$  a  $R_2$  udává výrobce [7], je vhodné volit rezistory s větší přesností, aby bylo dodrženo stejné zesílení ve všech kanálech.

Pro operační zesilovač byl vybrán obvod AD 8643. Jedná se o 4xJFET „Rail-to-Rail“ zesilovač s velmi nízkým napájecím proudem  $I_S = 250 \mu A$  a nízkým stejnosměrným rozdílovým napětím  $U_{off} = 750 \mu V$ . Zesilovače označené Rail-to-Rail mají minimální saturační napětí proti zemi (typ. 0,2 V), rozkmit výstupního napětí se tak blíží napájecímu. Operační zesilovač je napájen symetricky ( $V_{CC} = \pm 5V$ ) a tím je zajištěno, že výstupní napětí bude bipolární. Výstupní signál z operačního zesilovače je v rozsahu, který udává Tabulka 2.

**Tabulka 2 - Výstupní signál D/A převodníku**

Vstupní data MSB LSB		Výstupní napětí
1111	1111	$V_{REF} (127/128)$
1000	0001	$V_{REF} (1/128)$
1000	0000	0
0111	1111	$-V_{REF} (1/128)$
0000	0001	$-V_{REF} (127/128)$
0000	0000	$-V_{REF} (128/128)$

Pro účely generátoru je však velikost napětí velká. Napětí lze snížit prostým odporovým děličem, jehož výpočet je dán následujícím vztahem:

$$V_{out} = V_{REF} \frac{R_4}{R_3 + R_4} \Rightarrow V_{REF} = V_{out} \frac{R_3 + R_4}{R_4} \quad (15)$$

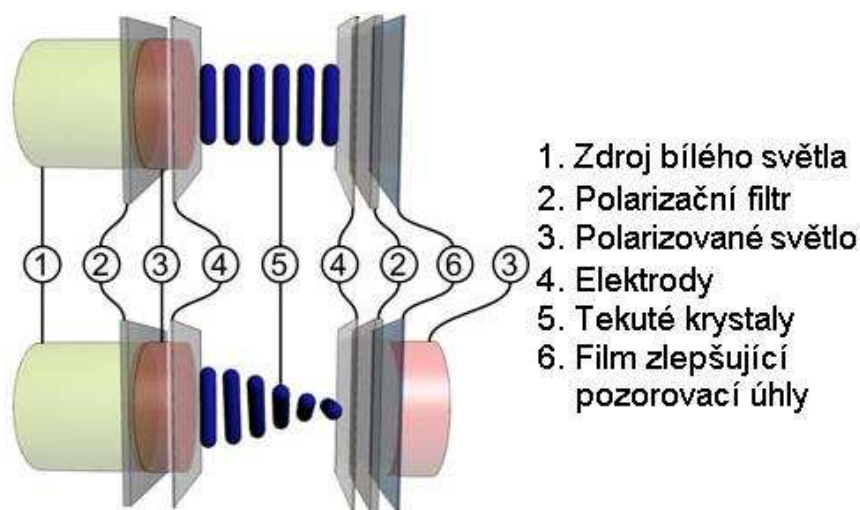
Vyjdeme-li z požadavku na maximální výstupní napětí  $V_{out} = 1 \text{ mV}$  a volby  $R_3 = 1,5 \text{ M}\Omega$  (E24),  $R_4 = 1,2 \text{ k}\Omega$  (E24), vyjde nám vstupní napětí děliče  $V_{REF} = 1,251 \text{ V}$ . Tato hodnota je v požadovaném rozsahu výrobce ( $V_{REF} = 1,2 - 1,3 \text{ V}$ ) a nastaví se jako referenční napětí pro D/A převodník pomocí potenciometru  $P_1$ . Výstupní impedance generátoru, resp. dílčího kanálu, je tedy dána rezistorem  $R_4$ . Dělič je sice navržen jako nezatížený, ale zatěžovací impedance je řádově  $10 \text{ M}\Omega$  a ta nám dělič ovlivní minimálně.

### 5.3.3. Ovládání a zobrazení

Pro optickou indikaci informace při komunikaci uživatele s generátorem je třeba použít zobrazovací jednotku. Mezi informace, které jsou uživateli sdělovány, patří seznam uložených signálů, stav generátoru zda-li je zvolený signál generován, popř. jaký je stav

napájecích baterií. Pro takový rozsah informací by byla zobrazovací jednotka složena ze sedmisegmentových LED elementů nevhodná. Tyto elementy (např. HD-A822RD) mají jednak vysokou spotřebu řádově 20 mA na jednotku, omezený rozsah zobrazitelných znaků a vyžadují externí řídicí obvody a dekodéry. Často je navíc třeba nastavit maximální proud jednotlivými segmenty pomocí ochranných rezistorů a ty zabírají další místo. Má-li být zařízení mobilní, je kladen požadavek jednak na nízkou spotřebu a jednak na mobilní rozměry.

Jako vhodnější zobrazovací jednotka se jeví displej s kapalnými krystaly a příslušný řídicí obvod. Základním principem užitým u těchto jednotek je tzv. dynamický rozptyl světla [9]. Tento jev vzniká při natočení molekul kapalného krystalu vlivem elektrického pole. Uspořádání jedné elementární buňky je na Obr. 5.11, jedná se o technologii TN (Twisted Nematic). Světlo (1) prochází první polarizační deskou (2) a tím je vybrána jedna rovina polarizace (3). Dále prochází průsvitnou elektrodou (4) a tekutým krystalem (5), který je šroubovitě uspořádán. Tím dochází k otočení roviny polarizace procházejícího světla o  $90^\circ$  a světlo projde rovněž druhou polarizační deskou (2) a filmem zlepšujícím pozorovací úhly (6). Tento děj probíhá jestliže na elektrody není přivedeno napětí (dolní obrázek), pixel svítí. Přivedeme-li na elektrody napětí (horní obrázek), změní se uspořádání krystalů a tím i rovina polarizace. Takto polarizované světlo již neprojde druhým polarizačním filtrem a pixel se jeví jako tmavý.

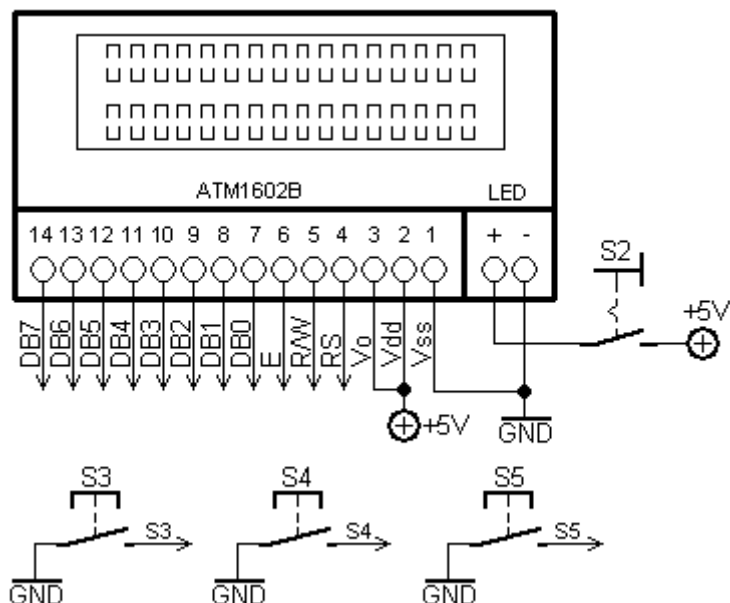


**Obr. 5.11 - Princip displeje s tekutými krystaly (technologie TN)**

Výhodou zobrazovacích jednotek s kapalnými krystaly je velmi malá spotřeba (řádově  $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ ), široké meze napájecího napětí (3 až 20 V) a dobrá čitelnost i při přímém osvětlení [9].

Pro funkci zobrazovací jednotky byl vybrán LCD displej AMC1602B (Obr. 5.12) [10]. Zobrazovací pole je tvořeno dvěma řádky po 16 znacích. Znak je složen z  $5 \times 8$  pixelů. Displej je vyroben technologií TN (Twisted Nematic) a umožňuje podsvícení pomocí zabudované LED. Podsvícení je napájeno 5 V a pomocí vypínače  $S_2$  jej lze zapínat a

vypínat nezávisle na stavu displeje. Displej je rovněž napájen 5 V ( $V_{DD}$ ). Vývod  $V_0$  slouží k nastavení kontrastu displeje přivedením napětí 3 až 6,5 V. V tomto případě je kontrast pevně nastaven ( $V_0 = 5$  V).



**Obr. 5.12 - Zapojení displeje a ovládacích tlačítek**

Základem celého displeje je interní řadič KS0066. Řadič obsahuje budící obvody zajišťující správnou funkci displeje. Každý segment LCD je možno uvažovat jako ekvivalent kapacitoru (měrná kapacita cca  $1,5 \text{ nF/cm}^2$ ) s paralelním rezistorem (velký měrný odpor  $1 \text{ M}\Omega/\text{cm}^2$ ) a malým sériovým rezistorem (cca  $10 \text{ k}\Omega$ ) [9]. Připojení ss napětí způsobuje elektrochemické reakce, které rychle zkracují životnost LCD. Z tohoto důvodu musí být budící napětí pro LCD střídavé, obdélníkové se střídou 1:1, aby byla stejnosměrná složka max. 100 mV. Řadič obsahuje paměť ROM (CGROM) s kapacitou 10 kb (204 znaků velikosti  $5 \times 8$  pixelů a 32 znaků velikosti  $5 \times 11$  pixelů) sloužící jako banka předdefinovaných znaků. Dalším paměťovým prostorem je paměť RAM (CGRAM) umožňující uložit uživatelem nadefinovaných 8 znaků velikosti  $5 \times 8$  pixelů. Poslední paměť je RAM (DDRAM) s kapacitou 80 znaků sloužící pro ukládání vstupních dat z datové sběrnice (DB0 až DB7). Řadič rovněž obsahuje vstupně/výstupní buffer, který funguje jako záchytný buffer pro signály mezi piny RS, R/W, E a DB0 až DB7 a datovým (DR) a instrukčním registrem (IR). Právě instrukční registr slouží k řízení všech operací s displejem. Přehled instrukcí přináší tabulka 3 [11].

Při práci s displejem je třeba dodržet určité časové souvstažnosti mezi jednotlivými signály. Nejprve se nastaví pin RS a R/W dle požadované instrukce. Následně se se zpožděním (min 40 ns) nastaví pin E (Enable) na log. 1 (High). Tím se dá znamení displeji, že se bude pracovat s ním a ne s jiným obvodem. Následně jsou poslána data na datovou sběrnici (DB0 až DB7). Tato dat musí být platná (neměnná) minimálně 60 ns. Po uplynutí této doby je práce s displejem ukončena přivedením log. 0 (Low) na pin E. Takto vypadá

jeden zapisovací cyklus. Je důležité připomenout že se po datové sběrnici přenáší jak adresa, tak požadovaná data (kód zobrazovaných znaků) a to v závislosti na zvolené instrukci. Přesný popis zápisu dat na displej je uveden v kapitole 5.5.

**Tabulka 3 - Instrukce řadiče KS0066**

Význam instrukce	RS	R/W	DB7	DB6	DB5	DB4	DB3	DB2	DB1	DB0
smaže disp. a nastaví kurzor na začátek	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
nastaví kurzor na začátek	0	0	0	0	0	0	0	0	1	x
směr posuvu kurzoru I/D=0: vlevo I/D=1: vpravo posuv textu S=0: ne S=1: ano	0	0	0	0	0	0	0	1	I/D	S
zapnout displej: D=1 zapnout kurzor: C=1 zapnout blikání kurzoru: B=1	0	0	0	0	0	0	1	D	C	B
1x posune S/C=0: kurzor S/C=1: text směr posunu R/L=0: vlevo R/L=1: vpravo	0	0	0	0	0	1	S/C	R/L	x	x
šířka datové sběrnice DL=0: 4 bity DL=1: 8 bitů počet řádků disp. N=0: 1 řádek N=1: 2 řádky velikost znaku F=0: 5x7 pix F=1: 5x10 pix	0	0	0	0	1	DL	N	F	x	x
přepnutí na zápis do CGRAM	0	0	0	1	adresa v CGRAM					
přepnutí na zápis do DDRAM	0	0	1	adresa v DDRAM						
čtení příznaku BF=0: příjem povolen BF=1: řadič zaneprázdn. čtení adresy DDRAM (CGRAM)	0	1	BF	adresa v DDRAM						
zápis dat do CGRAM nebo DDRAM	1	0	data							
čtení dat z CGRAM nebo DDRAM	1	1	data							

Pro komunikaci uživatele s generátorem slouží trojice tlačítek S3, S4, S5 (Obr. 5.12). Tato tlačítka přivádějí po stisku log. 0 na patřičný vstup řídicí jednotky a signalizují tak požadovanou činnost. Tlačítka jsou záměrně umístěna pod displejem tak, aby byla na displeji vidět jejich funkce, popř. zdali jsou aktivní či nikoliv. Tlačítka S3 a S5 slouží pro navigaci v menu, prostřední tlačítko S4 slouží pro potvrzení volby. Přesná činnost tlačítek v závislosti na obslužném programu je uvedena v kapitole 5.5.

#### 5.3.4. MCU

Hlavní částí celého systému je řídicí jednotka. Jejím úkolem je vyzvednout z banky signálů vzorek signálu a poslat jej do D/A převodníku. Dalším úkolem je zajistit aby se



vzorek signálu převedený D/A převodníkem dostal do patřičného kanálu. To je zajištěno správným adresováním převodníku (demultiplexem). Řídící jednotka musí být dostatečně "rychlá", aby zvládla zásobovat signálem všechny kanály a generovaný signál měl správné časové měřítko (dodržení vzorkovací frekvence). Zároveň musí umět reagovat na pokyny obsluhy získané prostřednictvím modulu ovládání a informovat obsluhu o stavu systému prostřednictvím zobrazovacího modulu. Všechny tyto požadavky dokáže bezesbýtku splnit mikropočítač.

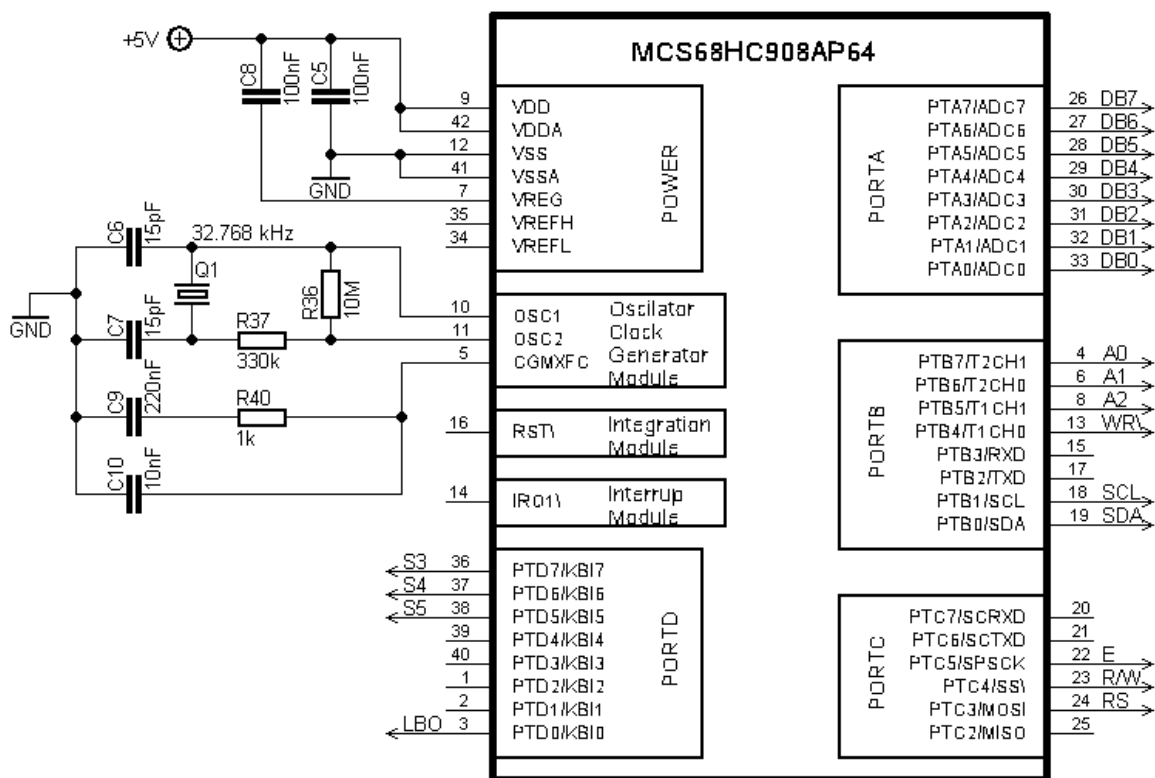
Požadavky na mikropočítač jsou dány aplikací a vlastnostmi generovaného signálu. Prvním důležitým parametrem je šířka datové sběrnice. Požadavky na šířku datové sběrnice byly stanoveny v kapitole 5.3.1. Zde tedy vycházíme z použití 8-bit datové sběrnice.

Šířka adresní sběrnice souvisí s požadavky na paměťový prostor a jeho adresování. 8-bitové mikropočítače pracují běžně s šířkou adresové sběrnice 16 bit. Pomocí 16-bitové adresy je možné dle vztahu (14) adresovat 65 536 B. Jak bylo uvedeno v kapitole 5.3.1, takový prostor je pro uložení signálů malý. Vzhledem k tomu, že řada 8-bit mikroprocesorů obsahuje interní paměť s kapacitou do 64 kB (65 536 B), je tato paměť pro účely banky signálů rovněž nedostačující a bude třeba použít externí paměťový modul. Na mikroprocesor tedy nebude kladen požadavek na šířku adresní sběrnice a velikost interní paměti. Naopak zde bude kladen požadavek na možnost obsluhy zařízení prostřednictvím I<sup>2</sup>C sběrnice.

Dalším důležitým parametrem je výpočetní výkon mikropočítače. Mikropočítače pracují výhradně synchronně, tj. jejich činnost je řízena tzv. hodinovým signálem. Hodinový signál je signálem s nekratší periodou (nejvyšším kmitočtem), se kterým mikropočítač pracuje. Přičemž nemusí být totožný s kmitočtem krystalu, který se pro generování hodinového signálu používá. Výkon mikropočítače není ani tak daný hodinovým signálem, jako rychlostí strojového cyklu. Ta totiž vyjadřuje mezní kmitočet přenosu dat po sběrnici. V praxi to znamená, že mikropočítač může být několikanásobně rychlejší než přenos dat po sběrnici a stejně nebude schopný poskytovat smysluplný výsledek rychleji, než je rychlost přenosu dat. Se strojovým cyklem souvisí instrukce. Instrukce je základní stavební kámen mikropočítače a je složena minimálně z jednoho strojového cyklu. Každý mikropočítač obsahuje sadu instrukcí (instrukční soubor), která určuje výkonnost mikropočítače. Vzhledem k tomu, že systém v převážné části vykonává pouze přesuny dat a minimum aritmetických operací, není na instrukční soubor kladen žádný zvláštní požadavek. Všechny mikroprocesory totiž obsahují základní instrukce pro přenosy a základní aritmetické operace.

Shrnutím výše stanovených požadavků dojdeme k závěru, že pro funkci řídicí jednotky lze použít téměř jakýkoliv 8-bit mikropočítač s dostatečným počtem portů pro připojení všech periférií a I<sup>2</sup>C sběrnic. Těmto požadavkům vyhoví mikroprocesor firmy

Freescape (Motorola) s označením MC68HC908AP8 [12]. Jedná se o levný, universální mikroprocesor patřící do rodiny 8-bitových HC08. Maximální kmitočet hodinového signálu je 8 MHz při napájecím napětí  $V_{DD} = 5$  V. Tento kmitočet lze generovat interním, nebo externím krystalem pomocí interního fázového závěsu (PLL). V čipu je rovněž integrovaná uživatelem programovatelná paměť FLASH s kapacitou 8 192 B a paměť RAM s kapacitou 1024 B. Dále mikroprocesor obsahuje dva 16-bit dvoukanálové časovače, a I<sup>2</sup>C sběrnici ve verzi 1.0. K dispozici je 30 vstupně/výstupních pinů. Další vlastnosti mikroprocesoru zde uvedeny nebudou, protože pro funkci řídicí jednotky generátoru nejsou podstatné. Zapojení řídicí jednotky je na Obr. 5.13, mikroprocesor je ve 42-pinovém pouzdře SDIP.



**Obr. 5.13 - Zapojení MC68HC908AP8A jako řídicí jednotky**

Napájení mikroprocesoru je  $V_{DD} = 5$  V (pin 9) a výrobcem doporučená hodnota vf filtračního kondenzátoru je  $C_5 = 100$  nF. Napětí  $V_{DDA} = 5$  V (pin 42) slouží k napájení analogové části interního fázového závěsu (PLL) a je shodné s napájecím napětím  $V_{DD}$ . Fázový závěs (PLL) vyžaduje ke své činnosti externí součástky, které tvoří filtr smyčky (*Loop Filter*). Tento filtr je připojen na vývod 5 (CGMXFC) a sestává z  $R_{40} = 1$  k $\Omega$ ,  $C_9 = 0,22$   $\mu$ F a  $C_{10} = 10$  nF [12]. Na vývody 10 (OSC1) a 11 (OSC2) je připojen externí krystal  $Q_1$  s kmitočtem 32,768 kHz. Zapojení krystalu a hodnoty součástek vycházejí z doporučení výrobce [12].

Port D je výrobcem předurčen pro externí přerušovací tlačítka. Na vývody 36 (PTD7), 37 (PTD6) a 38 (PTD5) jsou připojena tlačítka S3, S4 a S5 ovládacího obvodu

(kap. 5.3.3.). Na vývod 3 (PTD0) je přiveden signál LBO z obvodu napájení signalizující nízký stav napájecích baterií (kapitola 5.3.5.).

Port A (piny 26 - 33) je určen pro datovou sběrnici (DATA BUS). Na datovou sběrnici je připojen D/A převodník a displej. Pro adresování D/A převodníku (A0, A1 a A2) jsou využity piny 4 (PTB7), 6 (PTB6) a 8 (PTB5). Pin 13 (PTB4) obsahuje řídicí signál (WR) pro D/A převodník (kapitola 5.3.2.). Displej je řízen pomocí signálů E, R/W a RS vyvedených na piny 22 (PTC5), 23 (PTC4) a 24 (PTC3) (kapitola 5.3.3.).

Sběrnice  $I^2C$  je vyvedena na piny 18 (PTB1) a 19 (PTB0) a slouží pro připojení externí paměti 24LC1024 (kapitola 5.3.1.).

### 5.3.5. Napájecí obvod

Protože se jedná o zařízení pracující v oblasti medicínského prostředí, jsou na něj kladeny zvýšené bezpečnostní požadavky. Pokud by byl obvod napájen z rozvodné sítě, vyžaduje oddělení oddělovacím transformátorem s elektrickou pevností 4,7 kV.

Jeden z požadavků kladených na generátor je, aby byl navržen jako zařízení přenosné. V takovém případě je jako zdroj energie použita baterie. S současné době existuje řada možností, jak vyrobit požadované napětí s dostatečnou zatížitelností. Nejjednodušší je použití dostatečného množství sériově řazených baterií (článků). Při vybíjení baterie dochází k postupnému poklesu napětí na baterii. Nestabilitu napájecího napětí vlivem vybíjení baterií lze do jisté míry odstranit tím, že za sadu baterií vložíme stabilizátor napětí. Ten nám zaručí konstantní napětí na výstupu pokud bude na jeho vstupu napětí větší než součet výstupního napětí a úbytku na samotném stabilizátoru. Velmi rozšířené jsou stabilizátory řady 78xx, kde druhé dvojčíslí udává výstupní napětí. Nevýhodou je poměrně velký úbytek na samotném stabilizátoru kolem 2,5 V. Velký úbytek lze snížit použitím stabilizátorů s nízkým úbytkem jako je např. LE50ABZ. Tento stabilizátor se vyznačuje nízkým úbytkem (0,2 V typ), přesností výstupního napětí 1%, nízkou vlastní spotřebou  $I_q = 1,5 \text{ mA}$  při  $I_{Omax} = 100 \text{ mA}$ . Obvod dále obsahuje interní ochranu před proudovým i tepelným přetížením. Nicméně pokud požadujeme napájecí napětí 5 V, je třeba použít sadu 5 článků (Ni-MH) s napětím 1,2 V. Takové množství článků nám poměrně zásadně ovlivní hmotnost i rozměry celého zařízení.

Daleko výhodnější je použít zvyšující měnič (step-up konvertor), který dokáže z nízkého napětí vyrobit napětí vyšší s dostatečným zatížením. Princip takového měniče bude popsán dále v rámci návrhu obvodu napájení.

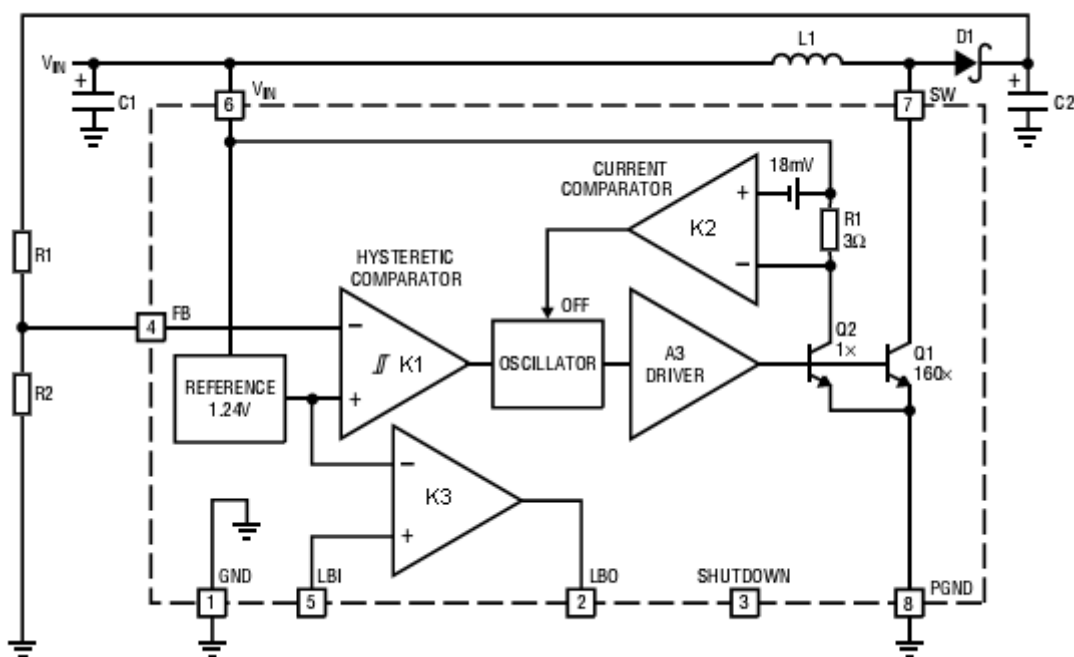
Před samotným návrhem napájecích obvodů je třeba znát požadavky napájených obvodů. Přehled obvodů a jejich napájení je v následující tabulce 4.

### Tabulka 4 - Napájení jednotlivých obvodů

Obvod	V <sub>DD</sub> [V]	V <sub>SS</sub> [V]	I <sub>C</sub> [mA]
MCU – MC68HC908AP8	5	0	100 (*)
MEMORY – 24LC1025	5	0	1
LCD – ACM1602B	5	0	1,8
LCD - LED	5	0	20
D/A – AD7828A	5	0	16
IC1 – AD8643	5	-5	1
IC2 – AD8643	5	-5	1
Suma	5	-5	140

(\* maximální napájecí proud, skutečná spotřeba závisí na aplikaci)

Pro vytvoření napájecího zdroje o napětí  $V_{DD} = 5 \text{ V}$  a zatížitelný proudem  $I_C = 140 \text{ mA}$  lze použít zvyšující měnič LT1303. Jedná se o DC/DC měnič s vysokou účinností až 88%, schopný vyrobit napětí 5 V již z 1,8 V. Proudová zatížitelnost je přitom 200 mA.

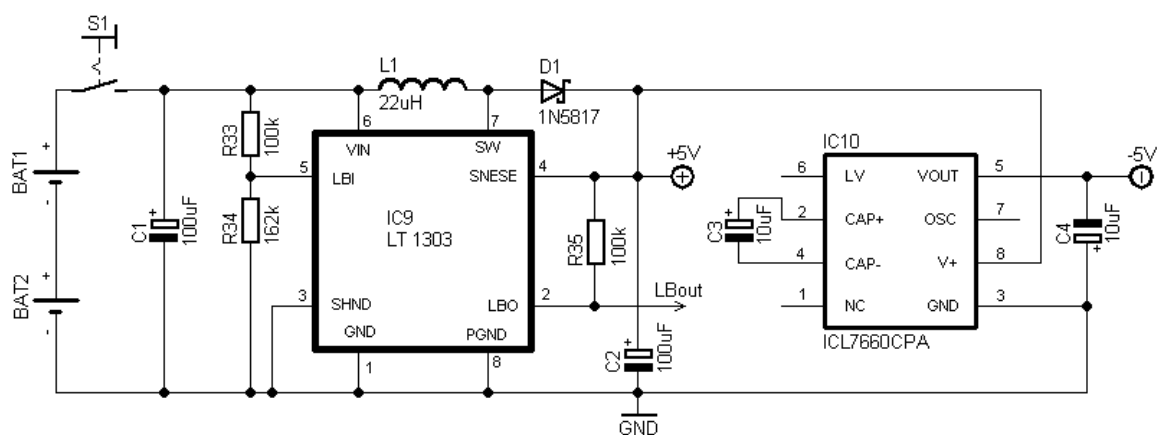


### Obr. 5.14 - Blokové schéma měniče LT1303

Princip měniče lze dobře popsat pomocí Obr. 5.14 [13]. Pokud je na neinvertujícím vstupu komparátoru K1 napětí větší než referenční (1,24 V) je výstup komparátoru v log. 0 (Low). Proudový komparátor K2, řídicí obvod A3 a oscilátor jsou vypnuty, pouze K1 a reference odebírají proud cca 140  $\mu\text{A}$ . Jakmile klesne napětí pod referenční (1,24 V), výstup komparátoru K1 přejde do log. 1 (High) a tím zapne oscilátor, proudový komparátor K2 a řídicí obvod A3. Následně dojde k sepnutí Q1 na dobu 6 $\mu\text{s}$ , nebo dokud není rozeptn proudovým komparátorem K2, což nastane dřív. Poté je Q1 rozeptn po

dobu cca 1,5  $\mu$ s a následně je opět sepnut. Toto přepínání způsobí střídavý růst proudu v L1 a růst napětí prostřednictvím D1 na C2. Jakmile přesáhne napětí na C2 referenci, dojde k zastavení celého spínacího procesu a C2 dodává proud do zátěže. Jakmile klesne vlivem vybíjení napětí na C2 pod referenci (1,24 V) dojde prostřednictvím K1 k aktivaci spínacího (dobíjecího) režimu. Proudový komparátor C2 kontroluje napětí na odporu  $R=3\Omega$ , které je přímo úměrné spínacímu proudu protékajícímu přes Q1. Kolektorový proud Q2 je nastaven na 0,6% kolektorového proudu Q1. Pokud bude úbytek na R větší než 18mV (proud Q1 je 1A), výstup C2 přejde na log. 1 (High) a způsobí zkrácení doby sepnutí a zvětšení doby rozepnutí oscilátoru.

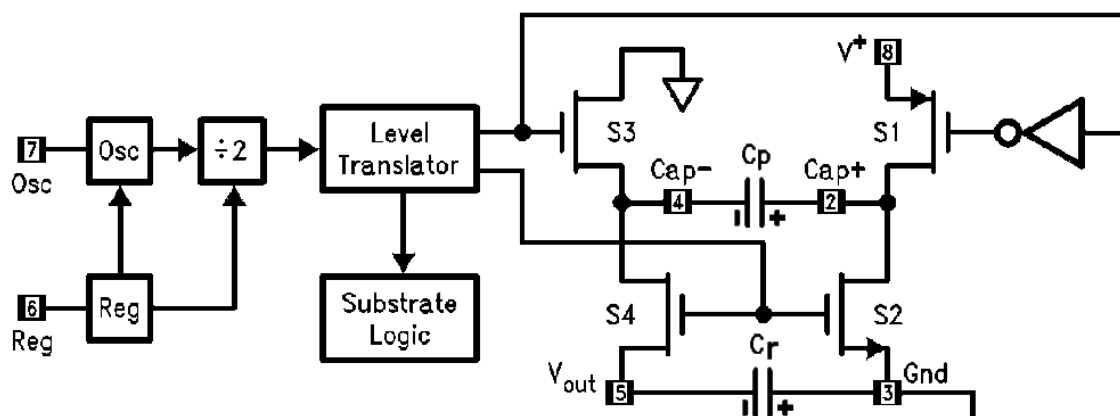
Zapojení měniče v napájecím obvodu vychází z doporučeného zapojení výrobce [13] a je na Obr. 5.15. Obvod je napájen ze dvou baterií zapojených sériově. Lze použít jak běžné alkalické baterie ( $U=1,5V$ ), tak akumulátory (NI-MH:  $U=1,2V$ ). Jako induktor L1 lze použít tlumivku DPU022A3, která snese zatížení 3A a má malý odpor  $R = 0,050 \Omega$ . Zvlnění výstupního napětí VDD se pohybuje okolo 50 mV na frekvenci cca 10 kHz. Lze jej snížit na polovinu použitím větší kapacity kondenzátoru  $C2 = 220 \mu F$ , nebo vhodnou filtrací (např. kapacitou 100 nF proti zemi). Měnič obsahuje obvod vyhodnocující stav napájecích baterií. Napětí na bateriích je přes odporový dělič přivedeno na neinvertující vstup komparátoru K3. Pokud je napětí vyšší než referenční, je výstup komparátoru K3 v log. 1. Pokud klesne napětí na bateriích pod 2 V, děličem je přivedeno napětí nižší než 1,24 V a uplatní se invertující vstup s referencí 1,24 V. Výstup komparátoru K3 přejde do log. 0. Komparátor je zapojený s otevřeným kolektorem a proto je výstup LBout opatřen rezistorem R35, který nepropustí proud vyšší než 50  $\mu A$ . Výstup LBout slouží jako signalizace nízkého stavu napájecích baterií pro MCU.



**Obr. 5.15 - Obvod napájení**

Na obrázku 5.15 je dále obvod ICL7660CPA. Tento obvod slouží pro vytvoření záporného napájecího napětí ( $V_{SS}$ ) potřebného k napájení IC1 a IC2 (AN8643). LMC7660 obsahuje čtyři velké CMOS spínače (Obr. 5.16), které jsou postupně spínány tak, aby zajistily inverzi napětí. Přesun a uchování energie je zajištěno dvěma elektrolytickými kondenzátory. Když jsou spínače S1 a S3 sepnuty,  $C_p$  se nabije na  $+V_{DD}$ . Po dobu tohoto

intervalu jsou spínače S2 a S4 rozepnuty. Když se  $C_p$  nabije, S1 a S3 se rozepnou a S2 a S4 se sepnou. Připojením S2 k zemi  $C_p$  vytvoří na  $C_r$  napětí opačné polarity, než je polovina  $V_{DD}$ . Po několika cyklech je  $C_r$  nabit přesně na  $V_{SS} = -5V$ .



**Obr. 5.16 - Část zapojení napěťového měniče ICL7660**

Velikost kapacity C10 a C12 (Obr. 5.16) je doporučená výrobcem [14]. Obvod dále umožňuje snižovat pracovní frekvenci z hodnoty  $f_{osc} = 10 \text{ kHz}$  na nižší připojením kondenzátoru mezi pin 7 a pin 8. Tím se dosáhne snížení napájecího proudu z  $200 \mu A$  až na  $10 \mu A$ . Nevýhodou je ale zvýšené zvlnění výstupního napětí a snížení proudové zatížitelnosti. Proudová zatížitelnost obvodu se pohybuje řádově v jednotkách mA při zachování výstupního napětí. Při vyšším zatížení klesá výstupní napětí k nule ( $I_L = 50 \text{ mA} \rightarrow V_{out} = 0 \text{ V}$ ) [14]. Obvod bude vzhledem k velikým zatěžovacím rezistorům jednotlivých OZ (IC1 a IC2) zatížen velmi malým proudem (řádově desítky  $\mu A$ ).

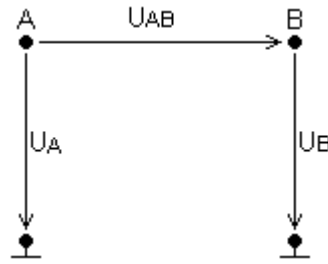
## 5.4. ÚPRAVA SIGNÁLŮ PRO BANKU SIGNÁLŮ

Pro vytvoření banky signálů je třeba získat velké množství elektrokardiogramů. K těmto účelům lze použít velké banky (atlasy) elektrokardiogramů, které vznikly měřením řady pacientů, ale i zdravých osob. Takto rozsáhlá kolekce dat má řadu uplatnění počínaje výukovým materiálem pro studenty s lékařským zaměřením, přes různé statistické a výzkumné účely, až po zdroj dat pro vývoj v oblasti lékařské diagnostické techniky. Data jsou získávána sejmutím 12-svodového EKG a následně digitalizována. Digitalizace použité banky byla provedena se vzorkovacím kmitočtem  $f_{vz} = 500 \text{ Hz}$ , rozsah změřených dat byl kvantován v  $\mu V$ . Pro účely banky signálů sloužící pro generátor EKG signálu je třeba vybrané signály upravit.

Vzhledem k tomu, že horní mezní kmitočet řady elektrokardiogramů (kapitola 5.1.) se pohybuje okolo  $100 \text{ Hz}$ , postačí ke generování EKG signál vzorkovaný  $250 \text{ Hz}$  (horní mezní kmitočet bude  $125 \text{ Hz}$ ). Dojde tak k snížení nároků na externí paměť o polovinu.

Podvzorkování signálů bylo provedeno v prostředí Matlab pomocí metody výběru každého druhého vzorku v časové oblasti.

V kapitole 2.2. byl popsán způsob, jakým jsou vytvářeny jednotlivé svody. Z principu vytváření svodů je patrné, že takto získaná data (průběhy v jednotlivých svodech) nelze přímo použít jako vstupní (resp. výstupní) data pro generátor. Data je třeba upravit, viz. Obr. 5.17. Máme-li dvě svodová místa A a B s odpovídajícími potenciály  $\Phi_A$  a  $\Phi_B$ , bude napětí  $U_{AB}$  odpovídat rozdílu potenciálů, tedy  $U_{AB} = \Phi_B - \Phi_A$ . Pokud si potenciály vyjádříme vůči zemi pomocí napětí  $U_A$  a  $U_B$ , lze vyjádřit  $U_{AB} = U_A - U_B$ .



**Obr. 5.17 - Odvození svodových napětí**

Na základě znalosti vytváření jednotlivých svodů lze jednoduše zpětně odvodit potenciály, resp. napětí na jednotlivých svodových místech. Vyjdeme z definice bipolárních končetinových svodů:

$$\begin{aligned} I &= \phi_{LA} - \phi_{RA} & I &= U_{LA} - U_{RA} \\ II &= \phi_{LF} - \phi_{RA} & \text{nebo} & II = U_{LF} - U_{RA} \\ III &= \phi_{LF} - \phi_{LA} & III &= U_{LF} - U_{LA} \end{aligned} \quad (16)$$

kde  $I, II, III$  jsou jednotlivé svody,  $\phi_{LA}$  - potenciál levé horní končetiny,  $\phi_{RA}$  - potenciál pravé horní končetiny,  $\phi_{LF}$  - potenciál pravé dolní končetiny, obdobně pro  $U_{LA}, U_{RA}, U_{LF}$  vztažených vůči zemi.

Pokud si zvolíme  $U_{RA} = 0$ , dosazením do (16) získáme zbylá napětí na jednotlivých svodových místech:

$$\begin{aligned} I &= U_{LA} - 0 \Rightarrow U_{LA} = I \\ II &= U_{LF} - 0 \Rightarrow U_{LF} = II \\ III &= U_{LF} - U_{LA} = II - I \end{aligned} \quad (17)$$

Golbergovy unipolární svody jsou rekonstruovány pomocí končetinových potenciálů a proto je není třeba generovat.

Unipolární hrudní svody jsou rekonstruovány jako rozdíl potenciálu Wilsonovy svorky a příslušného svodového místa (kapitola 2.2.). Wilsonova svorka je v každém

kardiografu tvořena sečtením končetinových potenciálů přes odporovou síť. Chceme-li tedy produkovat takový signál, aby po rekonstrukci v testovaném kardiografu vznikly unipolární hrudní svody, je třeba ke změřeným unipolárním hrudním svodům přičíst napětí na Wilsonově svorce:

$$\begin{aligned}
 U_W &= (U_{LA} + U_{RA} + U_{LF}) / 3 \\
 V_1 &= U_1 - U_W \Rightarrow U_1 = U_W + V_1 \\
 V_2 &= U_2 - U_W \Rightarrow U_2 = U_W + V_2 \\
 V_3 &= U_3 - U_W \Rightarrow U_3 = U_W + V_3 \\
 V_4 &= U_4 - U_W \Rightarrow U_4 = U_W + V_4 \\
 V_5 &= U_5 - U_W \Rightarrow U_5 = U_W + V_5 \\
 V_6 &= U_6 - U_W \Rightarrow U_6 = U_W + V_6
 \end{aligned} \tag{18}$$

kde  $U_W$  je napětí na Wilsonově svorce,  $V_1$  až  $V_6$  jsou změřené unipolární hrudní svody a  $U_1$  až  $U_6$  je napětí na příslušných kanálech generátoru

Posledním krokem v úpravě signálů byla úprava kvantizace. Rozsah vstupních dat byl kvantován po  $\mu V$  s šířkou datového slova 12 bitů. Při použití 8-bitového mikroprocesoru je třeba snížit šířku datového slova na 8 bitů. Zároveň je třeba posunout nulovou úroveň signálu tak, aby byla na hodnotě 128dec. (1000000bin). Této hodnotě odpovídá po DA převodu nulové napětí (Kap. 5.3.2.). Úprava byla provedena v prostředí Matlab. Zároveň byla provedena kontrola upravených signálů porovnáním s originálními signály. Zvýšení kvantizačního kroku se na tvaru jednotlivých vln EKG projevilo minimálně. Upravené signály si zachovaly diagnostickou hodnotu důležitou pro testování elektrokardiografů s hodnocením signálu. Drobné změny lze pozorovat na signálech s nízkou amplitudou a vysokou frekvencí. Tyto signály mají převážně podobu diagnosticky nevýznamného charakteru, a proto lze změny akceptovat.

Takto upravené signály mají výsledný vzorkovací kmitočet  $f_{vz} = 250$  Hz, a šířku datového slova 8 bitů. Signál pro jeden výstupní kanál zabere v paměti při délce 10 sekund 2,5 kB. Kompletní sada 8 signálů (8 výstupních kanálů) pro jeden průběh EKG signálu zabere v paměti 20 kB. Při použití 128 kB paměti je možné uložit 6 sad signálů, neboli 6 obsluhou volitelných průběhů. Jedná se sice o malou banku signálů, ale pro demonstrování funkce celého systému je dostačující. Navíc byl v kapitole 5.3.1. nastíněn způsob jak lze paměťový prostor rozšířit. Přidáním dalších třech paměťových modulů vzroste kapacita banky čtyřnásobně, tedy umožňující uložit celkem 24 sad signálů.

Výběr signálů byl volen s ohledem na omezený prostor paměti. Z tohoto účelu byly vybrány signály, pomocí nichž lze testovat základní schopnosti elektrokardiografů a EKG monitorů. Přehled dostupných signálů je v tabulce 5.



Název signálu	Popis signálu	Zdroj signálu
1-Kalibrace	Kalibr. Impulz 200 ms, 1mV každou sekundu (smyčka)	SW generování
2-sin 75 bmp	Sin. rytmus bez morfologie, 75 tepů za minutu (smyčka)	Paměť
3-Arytmie	Sin. rytmus, Arytmie	Paměť
4-Extrasystola	Sin. rytmus, komorová extrasystolie	Paměť
5-Bradykardie	Sin. bradykardie, 37 tepů za minutu	Paměť
6-Tachykardie	Sin. tachykardie, 114 tepů za minutu	Paměť
7-fibrilace síní	fibrilace síní, srdeční zástava	Paměť

**Tabulka 5 - Přehled signálů pro generátor EKG signálů**

První signál je kalibrační impuls generovaný řídicím programem. Impuls má šířku 200 ms, amplitudu 1 mV a opakuje se po každé sekundě. Druhý signál je generován z paměti, je bez driftu a rovněž se opakuje v nekonečné smyčce. Délka úseku, který se opakuje, je zkrácena z důvodu optimálního napojení konce signálu na začátek. Další signály jsou generovány jednorázově z paměti. Jejich délka je 10 sekund. Přehled všech signálů obsažených v bance je uveden v příloze. Jsou zde pro srovnání uvedeny průběhy před a po úpravách, pro svody II.

## 5.5. ŘÍDÍCÍ PROGRAM

Úkolem řídicího programu je zajistit správnou funkci celého systému. Program tedy ovládá řídicí jednotku a ta následně obsluhuje jednotlivé periferie. Rovněž musí zajistit stabilitu celého systému a v případě kolize informovat uživatele. Řídicí program je složen z řady podprogramů (funkcí), které jsou spouštěny v závislosti na požadované operaci.

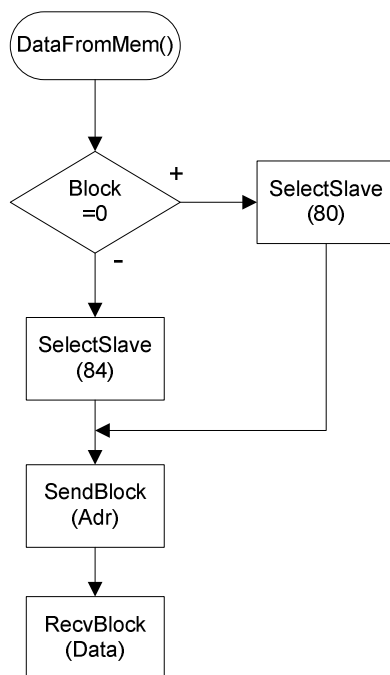
### 5.5.1. Načítání dat z banky signálů - DataFromMem(Sign)

Funkce slouží k načítání dat z banky signálů, tedy externí paměti EEPROM. Vzhledem k principu komunikace I<sup>2</sup>C sběrnice (Kapitola 5.3.1.) je vhodné zvolit optimální strukturu uložení dat do paměti. Vzhledem k tomu že jsou data periodicky načítána po vzorcích, byla by komunikace typu Adresa->Data(byte)->Kanál1, Adresa->Data(byte)->Kanál2, Adresa... zbytečně zdlouhavá. Proto je efektivnější zvolit komunikaci typu Adresa->Data(řetězec)->Kanál1-8, kdy je pouze jednou zaslána adresa a počet požadovaných bajtů. Jestliže má generátor (pracující se signály  $f_{vz} = 250 \text{ Hz} \rightarrow \tau = 20 \text{ ms}$ ) v každé periodě vygenerovat vzorek signálu pro každý výstupní kanál, je vhodné uložit vzorky do paměti podle následující struktury (Tabulka 6).

Blok/Adresa	Vzorek/Kanál
0/0x0000	1/1
0/0x0001	1/2
0/0x0002	1/3
0/0x0003	1/4
0/0x0004	1/5
0/0x0005	1/6
0/0x0006	1/7
0/0x0007	1/8
0/0x0008	2/1
0/0x0009	2/2
0/0x0010	2/3
...	...
0/0x4E20	2500/8

**Tabulka 6 - Struktura dat v bance signálů**

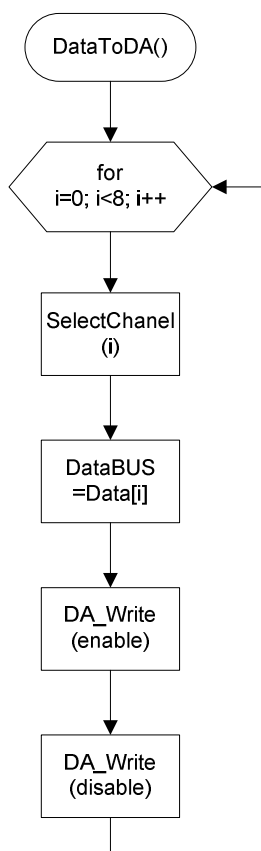
Funkce zajišťující načítání dat z banky signálů vyžaduje dvě globální proměnné *Block* (jeden ze dvou bloků paměti) a *Adr* (počáteční adresa požadovaných dat v paměti). Data načtená z paměti jsou uložena do globálního pole *Data[8]*. Načítání dat z paměti probíhá dle vývojového diagramu (Obr. 5.18). Nejprve je zjištěno ze kterého bloku paměti budou data načítána. Podle toho je upravena část adresy (*SelectSlave*), která je následně zaslána do paměti (*SendBlock(Adr)*). Následně je volána funkce *RecvBlock(Data)*, která ukládá přijaté bajty do pole *Data[8]*. Při komunikaci ve Fast módu je přenosová rychlost 400 kbit/s. Data budou z paměti čtena po 8 B blocích (pro každý kanál jeden byte). Pro příjem 8 B je celkové množství dat přenesených po I<sup>2</sup>C sběrnici 111 bitů. Vzhledem k přenosové rychlosti celá operace zabere 277 μs.



**Obr. 5.18 - Čtení dat z EEPROM**

### 5.5.2. D/A převod - DataToDA()

Tato funkce je určena k obsluze DA převodníku. Data pro převod jsou uložena v poli *Data[8]*. Základem funkce je smyčka probíhající tolikrát, kolik je výstupních kanálů, tzn. 8x (Obr. 5.19). Na začátku každého cyklu je adresován příslušný DA převodník (*SelectChanel*), čemuž odpovídá nastavení požadované binární kombinace na výstupech  $A_0$ ,  $A_1$  a  $A_2$ . Následuje zaslání dat na datovou sběrnici, tzn. nastavení odpovídající binární kombinace na portu *A*. Vlastní převod je zahájen vysláním řídicího signálu *DA\_Write*, nastavením výstupu *WR* na log. 0. Převod je ukončen řídicím signálem *DA\_Write*, nastavením výstupu *WR* na log. 1. Tím je ukončen cyklus převodu jednoho vzorku a smyčka pokračuje převodem dalšího vzorku.



Obr. 5.19 - Obsluha D/A převodníku

### 5.5.3. Zobrazení - Display(Sign)

Funkce *Display()* je primárně určena pro obsluhu displeje, sekundárně upravuje funkci tlačítek a je zdrojem počáteční adresy zvoleného signálu. Vstupním parametrem je proměnná *Sign*. Princip funkce by byl pomocí vývojového diagramu nepřehledný, proto výčet funkcí uvádí tabulka 7.

Sign	Zpráva na displeji	Prew	Play	Next	Blok/Adr
0	<Generator EKG>; Bat: OK, Bat: Low	x	x	*	x
1	1. 200ms/1mV L	x	o	o	x
2	2. Sin 75bpm L	o	o	o	0/0x0000
3	3. Arytmie	o	o	o	0/0x4E20
4	4. Extrasystola	o	o	o	0/0x9C40
5	5. Fybrilace	o	o	o	1/0x0000
6	6. Bradykardie	o	o	o	1/0x4E20
7	7. Tachykardie	o	o	x	1/0x9C40
100	Stop	x	o	x	x
def	ERR	x	x	x	x

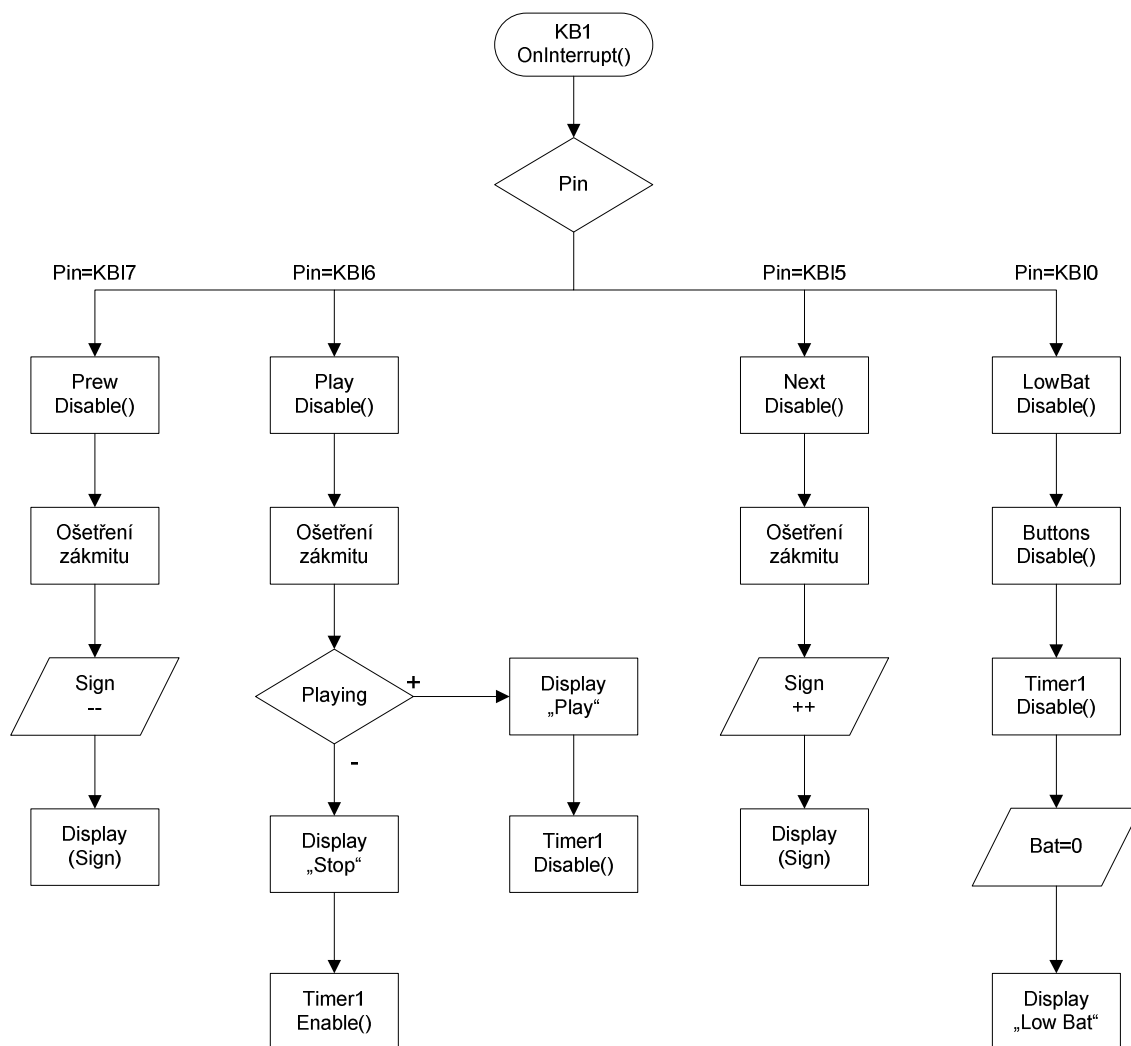
**Tabulka 7 - Přehled parametrů generovaných funkcí Display(Sign)**

kde x - neaktivní, o - aktivní, def - jiná číselná hodnota než výše definované,

\* - závisí na stavu baterií (viz. dále)

#### 5.5.4. Obsluha Ovládání - KB1\_OnInterrupt()

Tato funkce je volána obsluhou přerušení a to ve chvíli, kdy je stisknuto některé z připojených tlačítek, nebo je detekován signál z napájecího obvodu (Obr. 5.20).

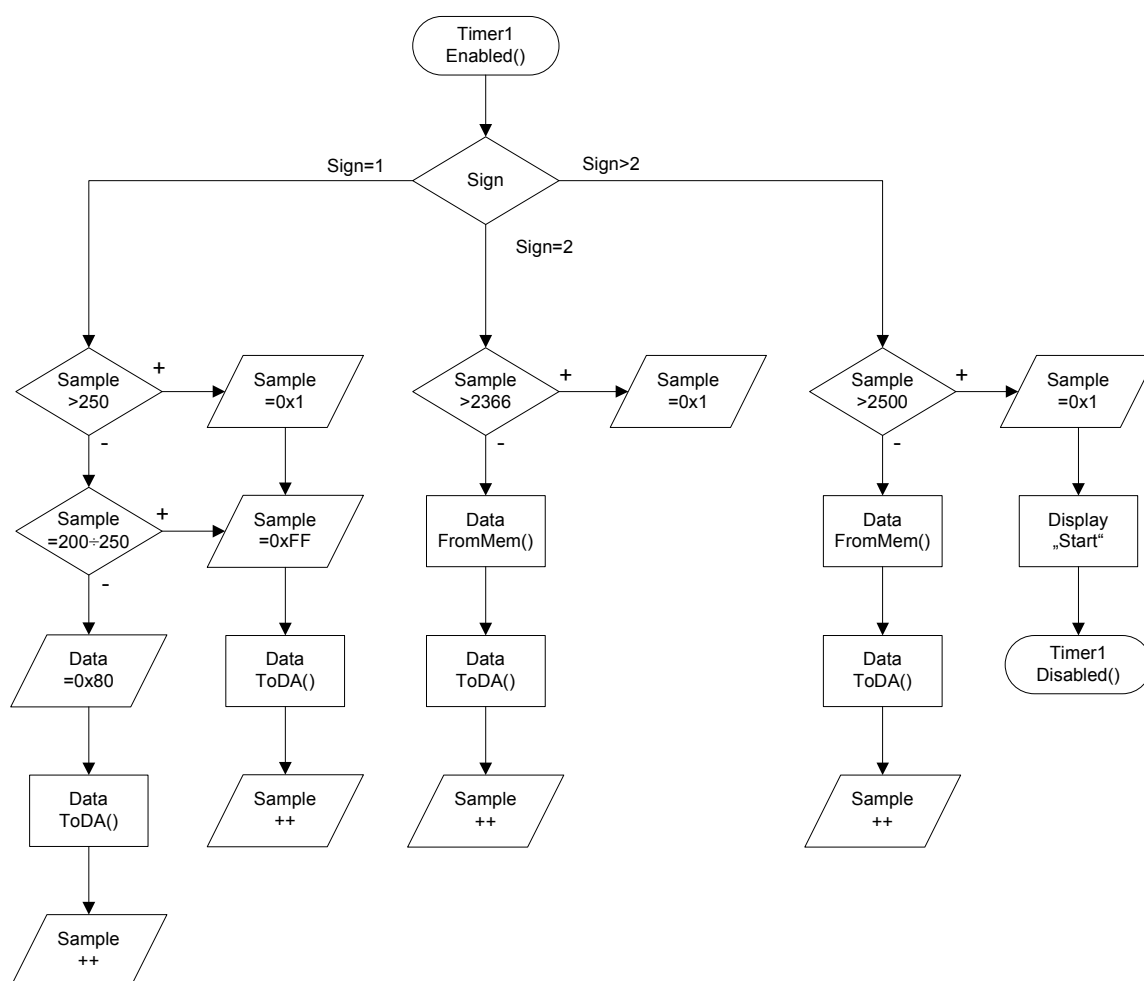


**Obr. 5.20 - Obsluha přerušení od tlačítek a obvodu napájení**

Podle toho, který pin na portu D vyvolal přerušení, pokračuje funkce příslušnou větví. Ve všech případech je prvním krokem zakázání opětovného přerušení. Jednotlivá tlačítka jsou ošetřena proti zákmitům tak, že reagují se zpožděním 50 ms po uvolnění tlačítka (náběžná hrana). Tlačítko *Prew* následně dekrementuje proměnnou *Sign* a volá funkci *Display(Sign)*. Obdobně tlačítko *Next* inkrementuje proměnnou *Sign* a následně volá funkci *Display(Sign)*. Dále je třeba upozornit na to, že prostřední tlačítko (v tabulce 7 "Play") má ve skutečnosti podobu přepínače, tedy umožňuje spustit, či pozastavit generování signálu. Vlastní proces spuštění či zastavení generování signálu spočívá v zapnutí či vypnutí časovače (*Timer1*). Současně je obsluha informována o aktuální funkci tlačítka na displeji pomocí funkce *Display()*.

Posledním přerušovacím signálem je signál  $LB_{out}$  generovaný napájecím obvodem. V případě nízkého stavu napájecích baterií je vyvoláno přerušení. Následuje zakázání dalšího přerušení (včetně tlačítek), zastavení časovače a volání funkce *Display(0)*, která vyhodnotí stav proměnné *Bat* a následně vypíše příslušné hlášení.

#### 5.5.5. Generátor časové základny - Timer1



Obr. 5.21 - Timer1 - časová základna pro generování EKG signálu

Timer, neboli časovač je periodicky běžící čítač, který po předem nastavené periodě provede požadované funkce. Perioda, resp. frekvence časovače je shodná se vzorkovací frekvencí signálu, tzn. 250 Hz. Tím je vytvořena časová základna pro generování signálů. Obsah funkce lze znázornit pomocí vývojového diagramu (Obr. 5.21).

Činnost časovače je rozdělena do třech základních skupin v závislosti na generovaném signálu. Pokud se jedná o generování kalibračního impulsu ( $Sign=1$ ), pracuje časovač v nekonečné smyčce a v každém kroku v závislosti na poloze v čase ( $Sample$ ) upravuje výstupní data a následně volá funkci *DataToDA()*; Pokud je proměnná  $Sign=2$ , jsou postupně načítána data z paměti voláním funkce *DataFromMem()* a následně posílána na DA převodník pomocí funkce *DataToDA()*. Po vygenerování celého signálu (všech 2365 vzorků) se proces opakuje od začátku, tzn. nekonečná smyčka. Třetí větev pracuje se zbylými signály ( $Sign>2$ ). Obdobně jako předchozí větev postupně načítá data z paměti a posílá je na výstupní kanály. Jestliže je celý signál vygenerován (2500 vzorků), je zobrazena nabídka "Play" (opětovné spuštění generování) a zároveň je ukončena činnost časovače - *Timer1 Disable()*.

#### 5.5.6. Popis ovládání generátoru EKG signálů

Po zapnutí hlavního vypínače dojde automaticky ke spuštění řídicího programu. Jeho prvním úkolem je provést základní nastavení přístroje voláním funkce *init()*. Tato funkce zajistí, že jsou ovládací tlačítka neaktivní (programově zakázaná) a naopak je povolen přerušovací signál od napájecího obvodu *LBout*. Následně je na displej zobrazena uvítací zpráva: "Generator EKG" a stav napájecích baterií (Obr. 5.22).

<	G	e	n	e	r	a	t	o	r			E	K	G	>
B	a	t	:		O	K									>

Obr. 5.22 - Displej - úvodní hlášení

V případě, že jsou baterie slabé a je tak ohrožena stabilita systému, je uživatel prostřednictvím displeje informován zprávou: "Bat: Low" a jakákoliv další funkce je vyloučena. Uživatel tedy musí provést výměnu baterií a po úspěšné kontrole je informována zpráva: "Bat: OK". Následně je aktivní tlačítko *Next* (další), na displeji ">" v pravém dolním rohu. Obsluha nyní může volně listovat seznamem uložených signálů. V závislosti na poloze v seznamu jsou aktivní tlačítka *Next* a *Prew* (předchozí "<", v levém dolním rohu). Rovněž je aktivní tlačítko "Play" (Obr. 5.23).

5	.		F	y	b	r	i	l	a	c	e				
<						P	l	a	y						>

Obr. 5.23 - Displej - ukázka menu

Po stisknutí tlačítka "Play" je spuštěn časovač (*Timer1*) a tím spuštěno generování signálu. Zároveň je tlačítko "Play" nahrazeno funkcí "Stop", která přerušuje generování signálu tím, že zastaví časovač. Obsluha je zároveň o běžícím generování informována blikajícím kurzorem v levém dolním rohu. V režimu generování signálu nelze listovat seznamem signálů, tlačítka *Next* a *Prew* jsou deaktivována.

Všechna tlačítka jsou programově ošetřena proti záškmitům a jejich funkce je volána až po uvolnění tlačítka. Tím je do značné míry zajištěna odolnost proti chybnému, či opakovanému stisknutí.

### 5.5.7. Popis vývojového nástroje CodeWarrior

Pro vývoj aplikací pro mikroprocesory firmy Freescale (Motorola) je k dispozici vývojový nástroj Freescale *CodeWarrior* (CW). Jedná se o komplexní nástroj nabízející řadu funkcí, mezi které patří textový editor, debugger (hledáč chyb), překladač (compiler), programátor interní paměti FLASH a ladící prostředí. Další velice přínosnou součástí je *ProcessorExpert* (PE), který zajišťuje generování obslužného kódu. Programování aplikace je tímto velmi usnadněno, neboť programátor si pomocí *BeanSelector* vybere požadovaný *Bean* a PE sám vygeneruje obslužné funkce. Bean je v podstatě ovladač obsahující sadu funkcí umožňujících pracovat se zvolenou periférií. Programátor tedy nemusí psát funkce pro obsluhu periférií, ale pracuje pouze se vstupními a výstupními parametry generovaných funkcí. Každý Bean má navíc k dispozici grafické prostředí (*BeanInspector*) v němž může programátor pohodlně a přehledně nastavovat parametry jednotlivých periférií. Vlastní program je psán v jazyce C. O překlad do strojového kódu odpovídajícího příslušnému procesoru se stará překladač. Program je následně uložen do interní paměti FLASH mikrokontroléru a je spuštěno testovací prostředí. V něm je možné sledovat stav jednotlivých proměnných i registrů a krokovat běh programu. Programátor tak může objevit případnou chybu v jím napsaném kódu. CodeWarrior rovněž obsahuje debugger, který hledá chybu v syntaxi. Díky této koncepci lze programátorem napsaný kód za určitých podmínek přenášet mezi různými procesory.

Vzhledem k tomu, že v době návrhu řídicího programu měl autor k dispozici CW pro HC12 s časově omezenou licencí a vývojový kit pro mikroprocesory rodiny HCS12, byl řídicí program napsán a odladěn na mikroprocesoru MC9S12DJ256B. Při návrhu byly použity takové Beany, které rovněž obsahuje cílový mikroprocesor (MC68HC908AP8). Řídicí program tedy bude možné spouštět z navrženého mikroprocesoru za předpokladu přemapování Beanů a jejich nastavení podle tabulky 8. Nastavení Beanů a překlad kódu v jazyce C do strojového kódu je třeba provést v CodeWarrior pro mikroprocesory rodiny HC08.

Bean Selector	Bean Inspector		
	Bean name	Pin for I/O	Setting
MC68HC908AP8CB	Cpu	-	Clock source = External crystal Oscillator frequency = 0,032768 MHz Internal bus clock = 7.995392 MHz
TimerInt	Timer1	-	Interrupt period = 250 Hz
KBI	KBI	PTD7	Pin signal = Prew
		PTD6	Pin signal = Go
		PTD5	Pin signal = Next
		PTD0	Pin signal = BatLow
LCD_Display	LCD	PTA	Inhr1 = PTA (Data Bus)
		PTC5	Inhr3 = PTC5 (E)
		PTC4	Inhr2 = PTC4 (R/W)
		PTC3	Inhr4 = PTC3 (RS)
BitIO	A0	PTB7	Direction = Output
BitIO	A1	PTB6	Direction = Output
BitIO	A2	PTB5	Direction = Output
BitIO	WR	PTB4	Direction = Output
SW_I2C	I2C1	PTB0	Data pin = PTB0; Open drain
		PTB1	Clock pin = PTB1; Open drain

**Tabulka 8 - Výběr Beanů a jejich nastavení**

## 5.6. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

V rámci návrhu obvodové části byla experimentálně ověřena funkce jednotlivých bloků. Experimentálně byla ověřena činnost displeje (ACM1602B) a externí paměti 24LC1025 (čtení i zápis). Vzhledem k nedostupnosti navrhovaného D/A převodníku, byla činnost ověřena na převodníku TLC7528. Tento obvod obsahuje pouze dva D/A převodníky, ale pro ověření demultiplexu je to dostačující. Pro napájení sloužil laboratorní zdroj, ověřena byla činnost obvodu ICL7660. Tento obvod vytváří záporné napájecí napětí.

Řídící program byl napsán a odladěn na mikrokontroléru MC9S12DJ256B. Tento mikrokontrolér plní všechny funkce cílového mikrokontroléru, a proto program na něm odladěný lze aplikovat rovněž v cílovém mikrokontroléru. Podmínky funkčnosti programu jsou popsány v kapitole 5.5.7. Rovněž byla ověřena funkčnost tlačítek a odolnost proti zákmitům.



## 6. ZÁVĚR

Součástí Diplomové práce bylo prostudovat možnosti generování EKG signálu a navrhnout generátor EKG signálu pro testovací účely.

EKG signál lze v podstatě generovat dvěma způsoby. První možnost je vytváření signálu pomocí matematického modelu. Matematický model je složen z řady funkcí, které se svým tvarem podobají jednotlivým částem EKG signálu. Vlny P a T lze modelovat částí elipsy, QRS komplex lze modelovat upravenou kardioidou. Lepších výsledků lze dosáhnout použijeme-li pro modelování Gausovu křivku. U takto modelovaných vln P a T lze vystihnout typickou elevaci. Složením několika křivek lze modelovat QRS komplex. Výhodou matematického modelování je univerzálnost metody a široké možnosti nastavování tvaru generovaného signálu pomocí parametrů jednotlivých funkcí. Pokud ale chceme v generovaném signálu postihnout všechny abnormality, je zapotřebí složitých matematických modelů a s tím spojené nastavování vstupních parametrů. Druhou možností generování EKG signálu je využití banky signálů. Tato banka může obsahovat velké množství signálů pořízených záznamem skutečných EKG signálů. Systém využívající banky signálů zajišťuje periodické načítání dat z banky a následný D/A převod. Signály uložené v bance mohou být délky pár sekund a vhodným napojením konce signálu na jeho začátek lze vytvořit smyčku a testovat tak libovolně dlouhou dobu. Výhodou této metody je generování skutečného EKG signálu. Obsluha ale nemá možnost nastavovat parametry generovaného signálu, má k dispozici pouze signály uložené v bance. Chce-li tedy měnit tepovou frekvenci, musí banka signálů obsahovat řadu signálů s různou tepovou frekvencí.

Samotný návrh systému vychází z vlastností EKG signálu a z možností testovaných EKG přístrojů. Návrh byl zaměřen na EKG přístroje s funkcí hodnocení signálu. Pro tyto účely je výhodnější systém využívající banky signálů. Navržený systém je řízen mikrokontrolérem. Ten zajišťuje periodické načítání vzorků signálu z externí paměti (banky) a následný D/A převod pomocí externího převodníku. Obsluha je o činnosti systému informována pomocí LCD displeje. Ovládání systému je zajištěno tlačítky. Celý systém je navržený s ohledem na požadavek bateriového napájení. Schéma zapojení celého systému je v příloze, rovněž je zde uvedena rozpiska součástek.

V rámci návrhu obvodové části byla experimentálně ověřena funkce jednotlivých bloků. Na nepájivém poli byla ověřena činnost displeje, externí paměti (čtení i zápis) a D/A převodníku. Rovněž byla ověřena činnost tlačítek a odolnost proti zákmitům. Správnou funkci systému zajišťuje řídicí program. Tento program byl testován a odladěn na reálném mikrokontroléru. Zdrojový kód v jazyce C je uložen na přiloženém CD.

# LITERATURA

- [1] Hampton, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně (ECG Made Easy)*. [překl.] Sedláček, Kamil. 2. rozšířené vydání. Praha : Grada Publishing, a.s., 2005. str. 152. ISBN 80-247-0960-0.
- [2] *Přehled svodů užívaných v EKG*. [Online] [Citace: 25. 03 2007.] Dostupné z WWW: <http://www.ekg.kvalitne.cz/svody.htm>.
- [3] Electric and Magnetic Measurement of the Electric Activity of the Heart. [Online] [Citace: 3. 4 2007.] Dostupné z WWW: <http://butler.cc.tut.fi/~malmivuo/bem/bembook/00/co.htm>.
- [4] Epicikloida, Kardioida. *Wikipedia*. [Online] [Citace: 3. 4 2007.] Dostupné z WWW: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Kardioida>.
- [5] Chmelař, Milan. *Lékařská přístrojová technika 1*. Brno : akademické nakladatelství CERM, s.r.o., 1995. str. 192. ISBN 80-86867-67-X.
- [6] Katalogový list - 24LC1025. [Online] Microchip Technology Inc., 2007. [Citace: 28. 3 2008.] Dostupné z WWW: <http://www.alldatasheet.com/>.
- [7] Katalogový list - AD7228A. [Online] Analog Devices. [Citace: 12. 3 2008.] Dostupné z WWW: <http://www.alldatasheet.com>.
- [8] Vrba, Radomír; Kolouch, Jaromír; Kuchta, Radek; et al. *Digitální obvody*. Brno : nakladatelství Zdeněk Novotný, CSc., 2002. str. 170. ISBN 80-214-2137-1.
- [9] Šimek, Tomáš; Burget, Pavel. *Elektronické systémy 1*. dotisk 1. vydání. Praha : vydavatelství ČVUT, 2004. str. 192. ISBN 80-01-02371-0.
- [10] Katalogový list - ACM1602B. [Online] AZ DISPLAYS Inc., 28. 4 2003. [Citace: 19. 3 2008.] Dostupné z WWW: <http://www.alldatasheet.com/>.
- [11] Katalogový list - KS0066. [Online] Samsung. [Citace: 10. 4 2008.] Dostupné z WWW: <http://www.alldatasheet.com/>.
- [12] Katalogový list - MCS68HC908AP64. [Online] Freescale semiconductor, 1 2007. [Citace: 31. 3 2008.] Dostupné z WWW: <http://www.freescale.com>.
- [13] Katalogový list - LT1303. [Online] Linear technology. [Citace: 30. 3 2008.] Dostupné z WWW: <http://www.alldatasheet.com/>.
- [14] Katalogový list - ICL7660. [Online] Intersil Corporation, 4 1999. [Citace: 19. 3 2008.] Dostupné z WWW: <http://www.alldatasheet.com/>.

# SEZNAM ZKRATEK, SYMBOLŮ

<i>A</i> - amplituda příslušné vlny .....	19
<i>a</i> - hlavní poloosa .....	14
ACK - potvrzovací bit I2C sběrnice .....	28
$a_k$ - koeficient protažení v podélném směru .....	16
$A_t$ - amplituda T-vlny .....	18
<i>b</i> - vedlejší poloosa .....	14
bin - číslo v binární soustavě .....	43
$b_k$ - koeficient protažení v příčném směru .....	16
<i>c</i> - hlavní poloosa .....	15
$c_k$ - poloměr valené kružnice .....	16
CMOS - Complementary Metal–Oxide–Semiconductor .....	27
CW - Code Warrior .....	50
<i>d</i> - vedlejší poloosa .....	15
dec - číslo v dekadické soustavě .....	43
$d_k$ - koeficient posunu .....	16
DSP - Digitální Signálový Procesor .....	20
E - Enable .....	34
EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory) .....	26
f <sub>vz</sub> - vzorkovací kmitočet .....	41
<i>I, II, III</i> - jednotlivé bipolární svody .....	42
LCD - Liquid crystal display .....	33
LED - Light Emitting Diode .....	33
MCU - Micro Controller Unit .....	40
<i>N</i> - počet úrovní (rozsah dat) .....	26
PE - Processor Expert .....	50
<i>R</i> - poloměr opisované kružnice .....	15
<i>r</i> - poloměr valené kružnice .....	15
R/W - Read/Write .....	34
RAM - Random Access Memory .....	34
ROM - Read Only Memory .....	34
RS - register Select .....	34
<i>s</i> - šířka sběrnice .....	26
SCL - hodinový signál .....	27
SDA - datová linka I2C sběrnice .....	28
$t_0$ - čas kdy průběh dosáhne maxima .....	17
TN - Twisted Nematic .....	33
$U_1$ až $U_6$ - napětí na příslušných kanálech generátoru .....	43
$U_{LA}$ - napětí levé horní končetiny .....	42
$U_{LF}$ - napětí levé dolní končetiny .....	42

$U_{RA}$ - napětí pravé horní končetiny.....	42
$U_W$ - napětí na Wilsonově svorce.....	43
$v$ - elektrický vektor srdeční.....	17
$V_1$ až $V_6$ - změřené unipolární hrudní svody.....	43
$\Phi$ - představuje snímaný potenciál na elektrodě.....	17
$\Phi_{LA}$ - potenciál levé horní končetiny .....	42
$\Phi_{LF}$ - potenciál pravé dolní končetiny .....	42
$\Phi_{RA}$ - potenciál pravé horní končetiny.....	42
$\gamma$ - úhel mezi elektrickým vektorem srdečním a vektorem polohy snímací elektrody .....	17
$\varphi$ - úhel $0^\circ \leq \varphi < 360^\circ$ .....	14
$\sigma$ - šířka $P$ -vlny .....	17
$\tau$ – vzorkovací perioda .....	44
$\xi$ - faktor náklonu $P$ -vlny .....	17

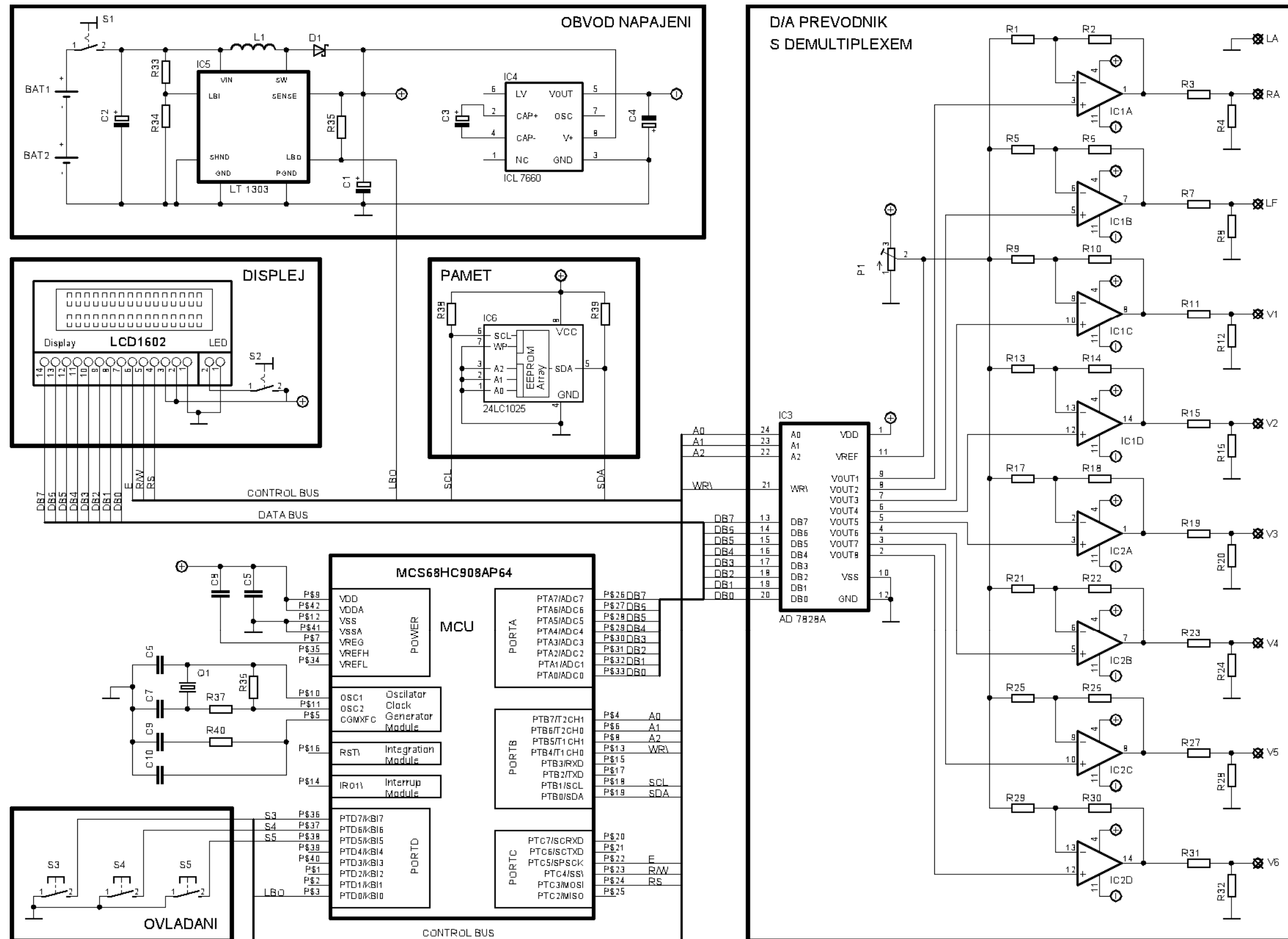
# SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 2.1 - Převodní systém srdeční .....	3
Obr. 2.2 - Bipolární svody .....	5
Obr. 2.3 - Golbergovy unipolární svody .....	5
Obr. 2.4 - Unipolární hrudní svody .....	6
Obr. 2.5 - EKG svod V <sub>2</sub> , rozměření signálu .....	7
Obr. 3.1 - AV blokáda prvního stupně (svod V <sub>2</sub> ).....	9
Obr. 3.2 - AV blokáda druhého stupně - Mobitzova typu II (svod V <sub>1</sub> ).....	9
Obr. 3.3 - AV blokáda třetího stupně (svod II) .....	10
Obr. 3.4 - Síňový náhradní (uniklý) rytmus (svod II) .....	11
Obr. 3.5 - Síňová tachykardie (svod V <sub>1</sub> ) .....	11
Obr. 3.6 - Fibrilace síní (svod II, V <sub>1</sub> ).....	12
Obr. 4.1 - P-vlna modelovaná pomocí části elipsy.....	13
Obr. 4.2 - T-vlna modelovaná pomocí části elipsy.....	14
Obr. 4.3 - QRS komplex modelovaný upravenou kardioidou .....	15
Obr. 4.4 - P-vlna modelovaná pomocí Gausovy křivky .....	17
Obr. 4.5 - T-vlna modelovaná pomocí Gausovy křivky .....	18
Obr. 4.6 - QRS-komplex modelovaný pomocí Gausovy křivky .....	19
Obr. 5.1 - Generátor EKG signálu METRON PS-410 .....	21
Obr. 5.2 - Blokové schéma generátoru EKG signálu .....	24
Obr. 5.3 - Zapojení obvodu 24LC1025 .....	26
Obr. 5.4 - Přenos bitů po I <sup>2</sup> C .....	27
Obr. 5.5 - Adresování obvodu 24LC1025 .....	27
Obr. 5.6 - Zápis do obvodu 24LC1025.....	28
Obr. 5.7 - Čtení z obvodu 24LC1025 .....	28
Obr. 5.8 - Blokové schéma AD 7828A .....	29
Obr. 5.9 - Kombinovaná rezistorová síť .....	30
Obr. 5.10 - D/A převodník s nastavením výstupního napětí .....	30
Obr. 5.11 - Princip displeje s tekutými krystaly (technologie TN) .....	32
Obr. 5.12 - Zapojení displeje a ovládacích tlačítek .....	33
Obr. 5.13 - Zapojení MC68HC908AP8A jako řídicí jednotky .....	36
Obr. 5.14 - Blokové schéma měniče LT1303.....	38
Obr. 5.15 - Obvod napájení .....	39
Obr. 5.16 - Část zapojení napěťového měniče ICL7660 .....	40
Obr. 5.17 - Odvození svodových napětí.....	41
Obr. 5.18 - Čtení dat z EEPROM .....	44
Obr. 5.19 - Obsluha D/A převodníku .....	45
Obr. 5.20 - Obsluha přerušení od tlačítek a obvodu napájení .....	46
Obr. 5.21 - Timer1 - časová základna pro genrování EKG signálu .....	47
Obr. 5.22 - Displej - úvodní hlášení .....	48
Obr. 5.23 - Displej - ukázka menu.....	48

# SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 - Alarmové stavy vyhodnocované monitory .....	22
Tabulka 2 - Výstupní signál D/A převodníku .....	31
Tabulka 3 - Instrukce řadiče KS0066 .....	34
Tabulka 4 - Napájení jednotlivých obvodů .....	38
Tabulka 5 - Přehled signálů pro generátor EKG signálů .....	43
Tabulka 6 - Struktura dat v bance signálů .....	44
Tabulka 7 - Přehled parametrů generovaných funkcí Display(Sign) .....	46
Tabulka 8 - Výběr Beanů a jejich nastavení .....	50

## Příloha A: Úplné schéma zapojení generátoru EKG signálu



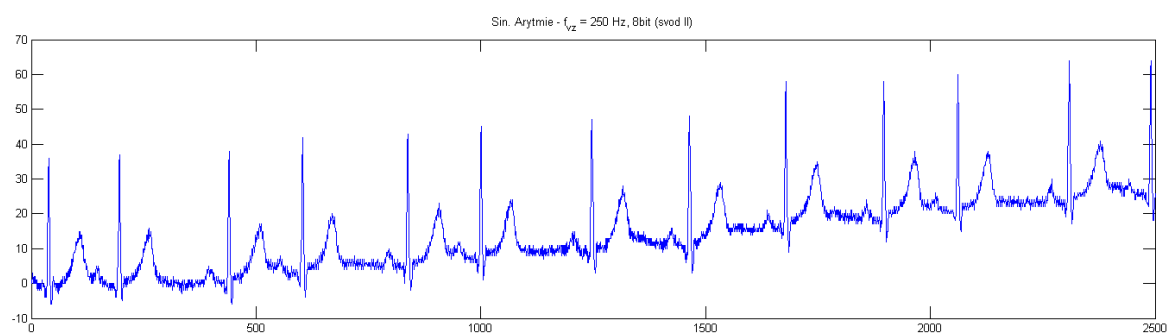
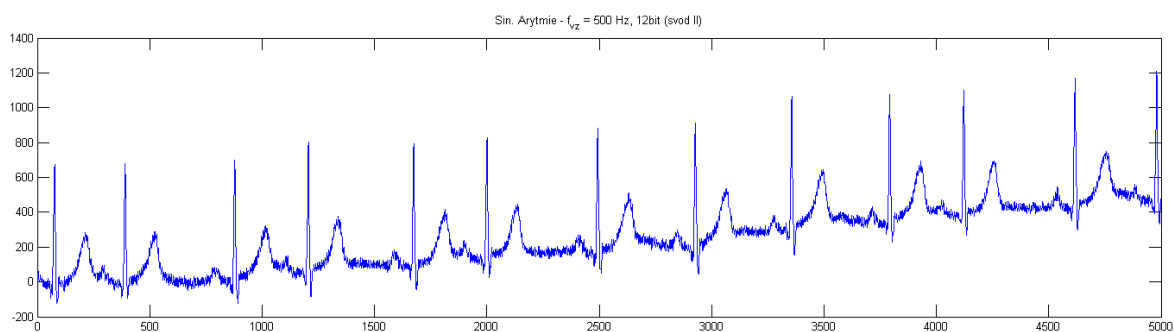
## Příloha B: Rozpiska součástek

Součástka	Hodnota	R11	1,5 MΩ
C1	100 μF	R12	1,2 kΩ
C2	100 μF	R13	10 kΩ
C3	10 μF	R14	10 kΩ
C4	10 μF	R15	1,5 MΩ
C5	100 nF	R16	1,2 kΩ
C6	15 pF	R17	10 kΩ
C7	15 pF	R18	10 kΩ
C8	100 nF	R19	1,5 MΩ
C9	220 nF	R20	1,2 kΩ
C10	10 nF	R21	10 kΩ
D1	1N5817	R22	10 kΩ
Displej	ACM1602B	R23	1,5 MΩ
IC1	AD 8643	R24	1,2 kΩ
IC2	AD 8643	R25	10 kΩ
IC3	AD 7828A	R26	10 kΩ
IC4	ICL 7660	R27	1,5 MΩ
IC5	LT 1303	R28	1,2 kΩ
IC6	24LC1025	R29	10 kΩ
L1	22 μH	R30	10 kΩ
MCU	MC68HC908AP64	R31	1,5 MΩ
P1	100 kΩ	R32	1,2 kΩ
Q1	32,768 kHz	R33	100 kΩ
R1	10 kΩ	R34	162 kΩ
R2	10 kΩ	R35	100 kΩ
R3	1,5 MΩ	R36	10 MΩ
R4	1,2 kΩ	R37	330 kΩ
R5	10 kΩ	R38	3,3 kΩ
R6	10 kΩ	R39	3,3 kΩ
R7	1,5 kΩ	R40	1 kΩ
R8	1,2 kΩ	S1,S2	koléblový vypínač
R9	10 kΩ	S3,S4,S5	tlačítko
R10	10 kΩ		

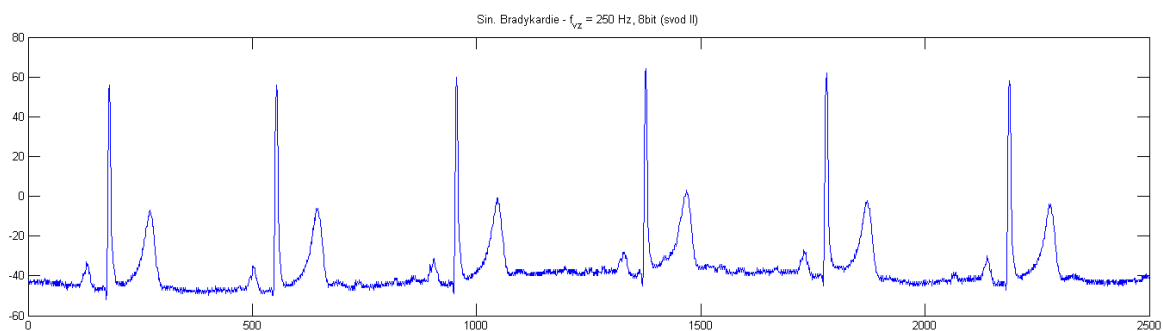
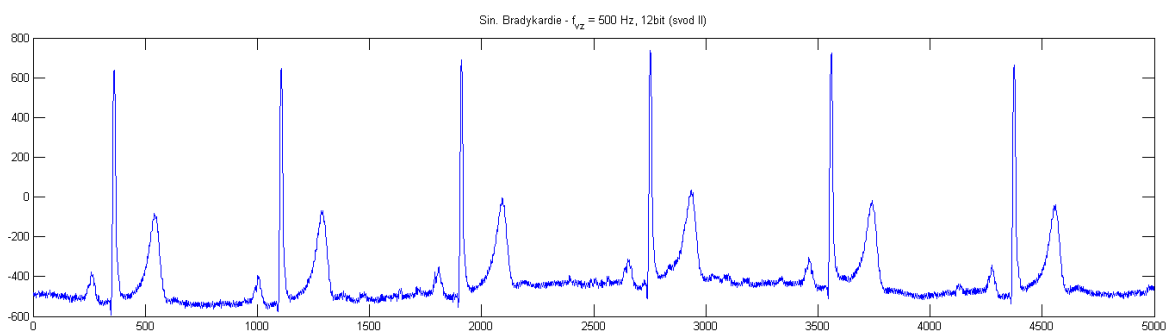


## Příloha C: Přehled signálů v bance signálů

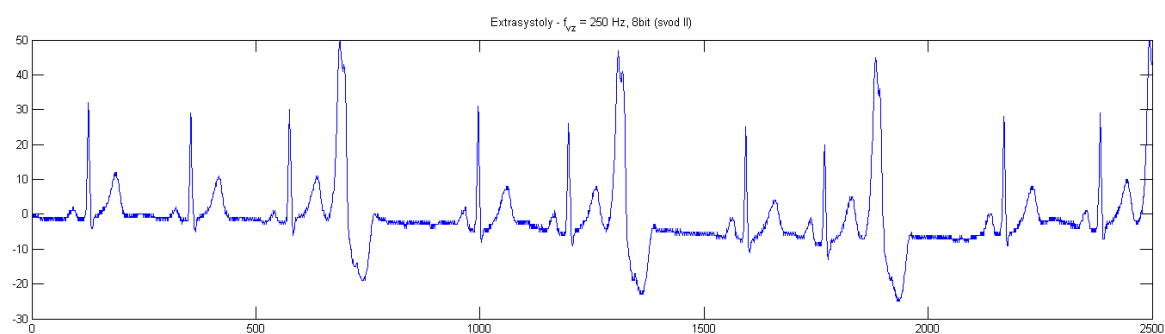
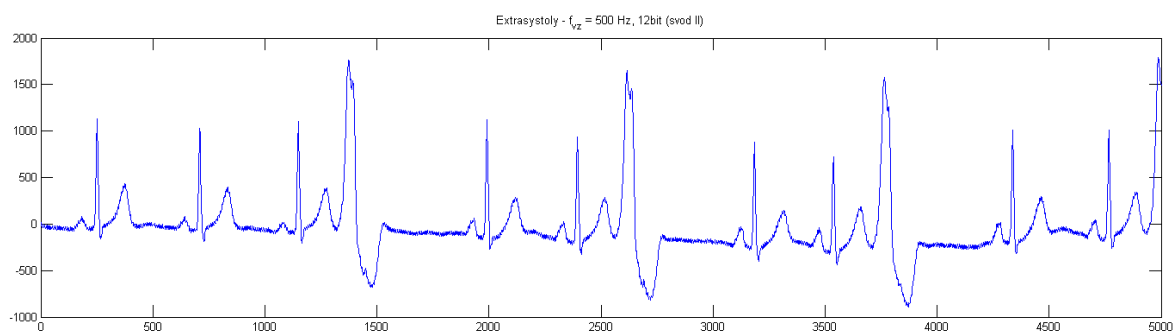
(horní obrázek je před úpravou, spodní obrázek je po úpravě)



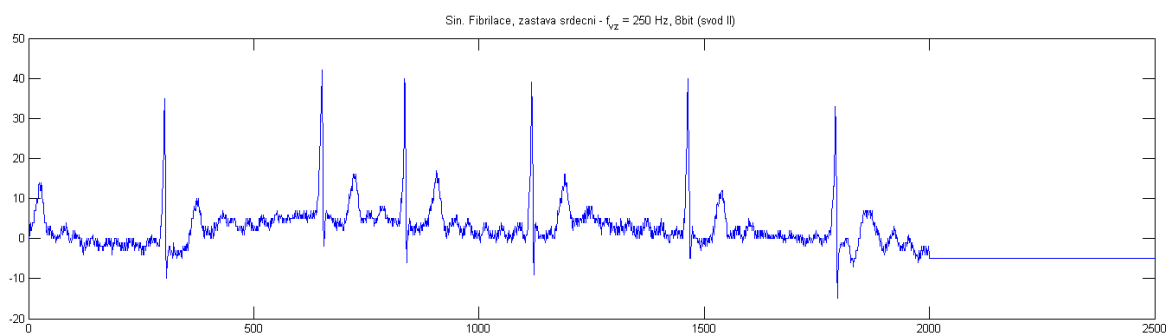
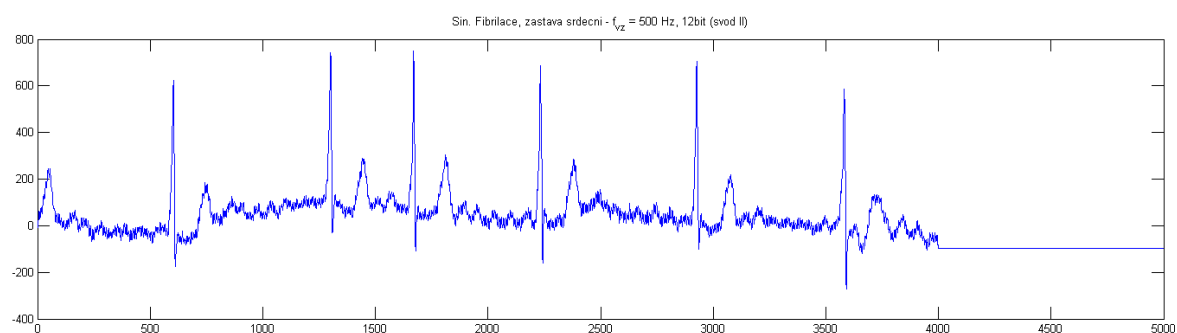
**Sin. Arytmie**



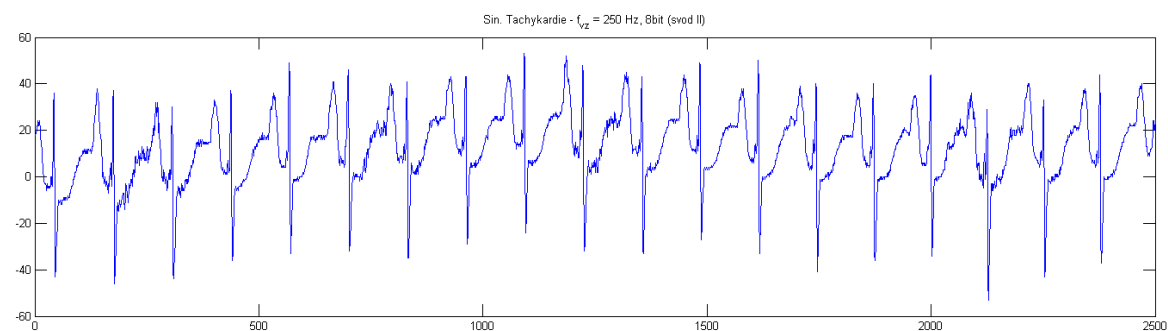
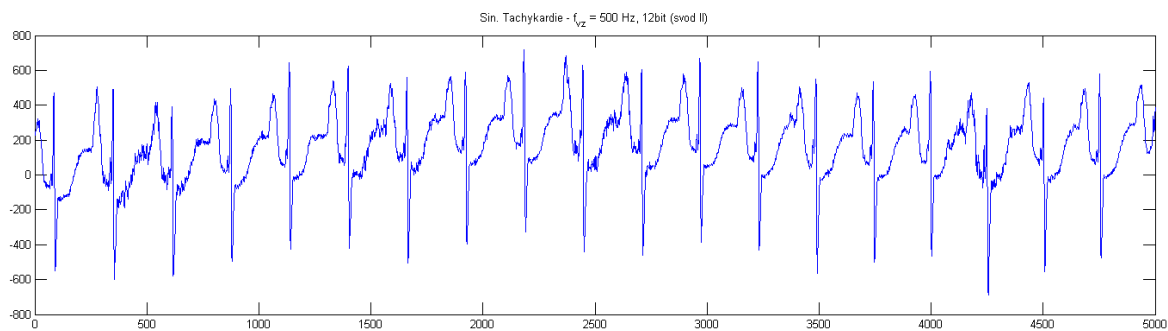
**Sin. Bradykardie**



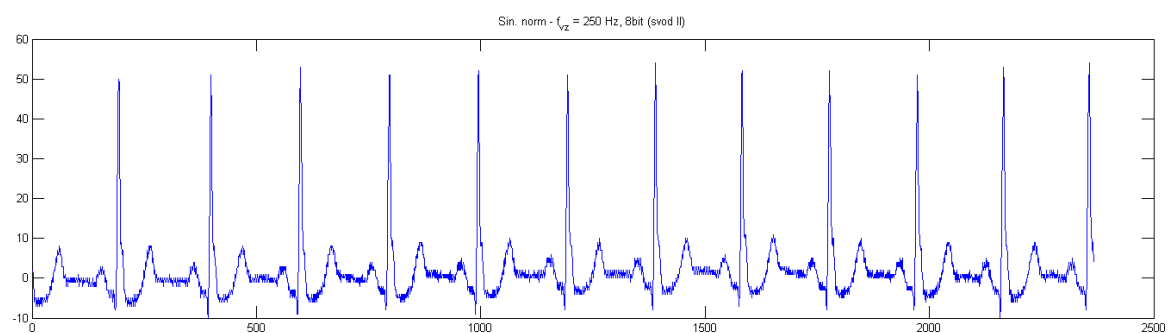
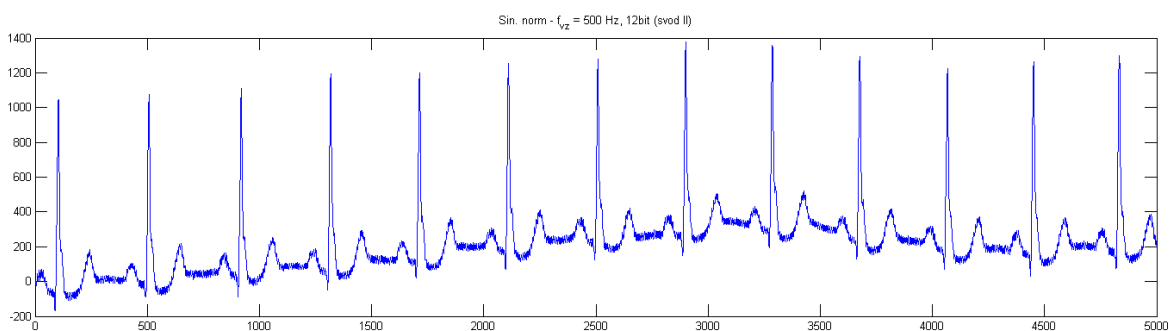
**Extrasystoly**



**Sin. Fibrilace, zástava srdeční**



**Sin. Tachykardie**



**Sin. norm.**

(Pozn. Výsledný signál je zkrácený z důvodu optimálního napojení)